



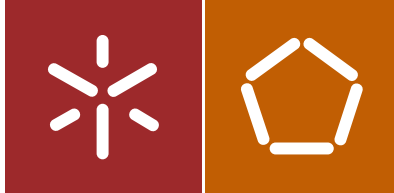
Fábio André da Costa Leitão

Sistema para medição e análise de  
balistocardiografia baseado em MEMS

Universidade do Minho  
Escola de Engenharia







Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Fábio André da Costa Leitão

Sistema para medição e análise de  
balistocardiografia baseado em MEMS

Dissertação de Mestrado  
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de  
Mestre em Engenharia Eletrónica Industrial e Computadores

Trabalho efetuado sob a orientação do  
Professor Doutor Luís Alexandre Rocha

## DECLARAÇÃO

Nome: Fábio André da Costa Leitão

Endereço eletrónico: fabio.cleitao@gmail.com      Telefone: 917 802 501

Bilhete de Identidade/Cartão do Cidadão: 14381150

Título da dissertação: Sistema para medição e análise de Balistocardiografia baseado em MEMS

Orientador: Professor Doutor Luís Alexandre Rocha

Ano de conclusão: 2016

Mestrado em Engenharia Eletrónica Industrial e Computadores

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Universidade do Minho, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Assinatura:

# Agradecimentos

A realização desta dissertação de mestrado só se tornou possível pelos indispensáveis apoios e incentivos de várias pessoas, e que não consigo deixar de agradecer.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à minha família, em especial aos meus Pais, Manuel Leitão e Ana Lúcia Costa, a eles um enorme obrigado por acreditarem sempre em mim e por todo o apoio e sacrifício para que nada me faltasse não só durante este percurso académico, mas desde sempre. Agradeço ainda à minha irmã Isabel pela grande amizade, carinho e boa disposição ao longo destes anos.

Um obrigado ao meu orientador, o Professor Doutor Luís Alexandre Rocha, por todo o conhecimento transmitido, pela disponibilidade e pelo apoio incansável. Obrigado ainda pela confiança e por todas as palavras de incentivo ao longo da realização deste trabalho.

A todos os meus colegas de curso e amigos pelos momentos de boa disposição e partilha criados ao longo de todo este percurso académico.

Aos meus amigos Carlos Ferreira, Fábio Martins, Carlos Silva e Pedro Silva, um obrigado especial por todo o companheirismo, ajuda, boa disposição e por toda a motivação mesmo nos momentos de maior desânimo.

Ao Vasco Lima e ao Filipe Alves que apesar de os só ter conhecido melhor neste último ano, não me faz pôr de parte um agradecimento por todo o apoio, motivação e bons conselhos oferecidos durante a realização desta dissertação.

Um agradecimento ao Dr. Miguel Gago, Dr.<sup>a</sup> Olga Azevedo e Dr. Mário Lourenço do Serviço de Cardiologia do Hospital da Senhora da Oliveira-Guimarães pelo interesse e oportunidade de dar continuidade à investigação deste projeto.

A todos, o meu muito obrigado!



# Resumo

O bombeamento do sangue estimulado pelo coração provoca uma variação do centro de massa do corpo, dando origem ao aparecimento de micromovimentos devido às forças de repulsão para que este mantenha o seu momento físico. Um sistema de balistocardiografia convencionada um método não invasivo, que tira proveito desses micromovimentos produzindo um sinal representativo do comportamento mecânico do sistema cardiovascular e do corpo.

Nas últimas décadas, os avanços tecnológicos possibilitaram o desenvolvimento de sistemas de medição de BCG (balistocardiografia) de maior capacidade de diagnóstico, já que antigamente caíram em desuso devido ao aparecimento do ECG (Eletrocardiograma) e da Ressonância Magnética.

Recentemente, têm sido desenvolvidos alguns sistemas para medição de BCG em diferentes abordagens, no entanto ainda apresentam certos inconvenientes uma vez que impõem algum limite prático na medição devido à posição desconfortável do utilizador, ou relativamente às características do sensor utilizado que exige a necessidade de estar em contacto com o corpo para uma aquisição plausível do sinal.

Por outro lado, o progresso a nível da microtecnologia e do desenvolvimento de acelerómetros MEMS tem possibilitado a criação de sensores de elevada resolução. Entre eles, surge o desenvolvimento de acelerómetros MEMS baseados no tempo de *pull-in* que utilizam o tempo como mecanismo de transdução da aceleração, permitindo alcançar resoluções na ordem dos micro-g.

Surge assim a oportunidade de implementar um sistema para aquisição de sinais de BCG que integre um acelerómetro MEMS baseado na medição de tempos de *pull-in*. Esta dissertação reflete o dimensionamento e implementação desse sistema de medição de BCG assim como o desenvolvimento de *software* para aquisição e visualização do sinal medido em tempo real.

Com o intuito de averiguar a qualidade do dispositivo desenvolvido na deteção dos sinais de BCG, são implementadas métricas para identificação das ondas típicas desse sinal e que permitem determinar alguns eventos referentes ao comportamento cardíaco. Estes procedimentos habilitam a utilização deste sistema na realização de análises clínicas para uma investigação mais consistente da capacidade de diagnóstico desta técnica.

**Palavras-chave:** Balistocardiografia, MEMS, *Pull-in*, Acelerómetro, Monitorização.





# Abstract

The heart pumping causes a variation of the body's center of mass, which creates micro movements due to the repulsive forces that keep the physical momentum. A ballistocardiography system is a non-invasive method, which takes advantage of these micro movements producing a representative signal of the mechanical behavior of the cardiovascular system and body.

In recent decades, technological advances have enabled the development of ballistocardiography (BCG) measurement systems with reasonable performance, as opposed to the initial systems that revealed weaknesses and have fallen into disuse due to the appearance of the ECG (electrocardiogram) and Magnetic Resonance.

Recently some BCG systems have been developed using different technological approaches, however they still present drawbacks related to signal acquisition such as uncomfortable user position during measurements, or using sensors that need to be in contact with the body to a plausible signal acquisition.

On the other hand, the progress level of microtechnology and MEMS accelerometers has enabled the creation of high-resolution sensors. Among them, MEMS accelerometers based on the pull-in time, using time as the acceleration transduction mechanism, have been demonstrated and enable the measurement of micro-g signals.

This raises the opportunity of implementing an acquisition system for BCG signals that incorporate a MEMS accelerometer based on the measurement of pull-in time. This dissertation addresses the design and implementation of such BCG measuring system as well as the development of software for the acquisition and visualization of the measured signal in real time.

To determine the quality of the device developed in the detection of BCG signals, metrics for identification of the typical waves of the signal and for determining some events related to cardiac performance are also implemented. These procedures enable the use of this system to perform clinical analysis aiming a more consistent study of the diagnostic capability of this technique.

**KEYWORDS:** Ballistocardiography, MEMS, Pull-in, Accelerometer, Monitoring.



# Conteúdo

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	v
Abstract.....	vii
1. Introdução .....	1
1.1 Enquadramento e Motivação .....	1
1.2 Objetivos.....	3
1.3 Estrutura da dissertação.....	4
2. Estado da Arte .....	5
2.1 Sinal de balistocardiografia .....	5
2.2 Dispositivos para medição de BCG .....	9
2.3 Conclusão do Estado da Arte.....	15
3. Sistema de Medição e Análise de Balistocardiografia .....	17
3.1 Sistema de Medição de Aceleração.....	17
3.1.1 Princípio de funcionamento de um acelerómetro MEMS baseado no tempo de pull-in .	17
3.1.2 Análise do sistema de medição de aceleração.....	19
3.2 Sistema de aquisição e análise .....	20
4. Desenvolvimento dos Sistemas .....	23
4.1 Estrutura MEMS.....	23
4.2 Desenvolvimento de Hardware .....	24
4.2.1 Subsistema de Atuação .....	25
4.2.2 Subsistema de Leitura .....	26
4.2.3 Subsistema de Controlo.....	28
4.2.4 Subsistema de Alimentação .....	30
4.2.5 Dispositivo para medição de BCG .....	32
4.3 Desenvolvimento do Firmware para o Microcontrolador.....	33
4.4 Desenvolvimento do sistema de aquisição e análise.....	34

4.4.1	Sistema para medição de ECG (NI9234) .....	34
4.4.2	Desenvolvimento do software para o sistema aquisição .....	35
4.4.3	Desenvolvimento do software para determinação de métricas (BCG e ECG) .....	37
5.	Resultados.....	39
5.1	Caracterização do Sensor de BCG .....	39
5.1.1	Sensibilidade .....	39
5.1.2	Estabilidade e Ruído do Sistema .....	40
5.1.3	Largura de banda .....	40
5.2	Análise de Balistocardiografia (Caso de Estudo) .....	41
5.2.1	Metodologia para Aquisição de Sinais de BCG e ECG .....	41
5.2.2	Resultados Obtidos .....	42
5.2.3	Determinação do Sinal de BCG .....	44
5.2.4	Ondas do sinal de BCG (Ensemble dos Sinais) .....	45
5.2.5	Determinação do sinal da respiração através do BCG .....	46
5.2.6	Determinação do Volume sistólico de ejeção e débito cardíaco relativos.....	47
5.2.7	Determinação do sinal de ECG.....	48
5.2.8	Ondas de um sinal de ECG (Ensemble dos Sinais) .....	48
5.2.9	Determinação do Intervalo R-J para avaliação do PEP.....	50
6.	Conclusão e Trabalho Futuro .....	51
	Referências Bibliográficas .....	53
	ANEXOS.....	57
A.:	Esquemáticos relativos ao PLANO 1 do sistema de medição .....	59
B.:	Esquemáticos relativos ao PLANO 2 do sistema de medição .....	63
C.:	Esquemáticos relativos ao PLANO 3 do sistema de medição .....	65
D.:	Layout da PCB relativa ao PLANO 1 do sistema de medição .....	66
E.:	Layout da PCB relativa ao PLANO 2 do sistema de medição.....	67
F.:	Layout da PCB relativa ao PLANO 3 do sistema de medição .....	68

# Lista de Abreviaturas

ADC	<i>Analog-to-digital converter</i>
Amp-op	Amplificador operacional
BCG	Balístocardiografia
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
bpm	Batimentos por minuto
DC	Débito Cardíaco
ECG	Eletrocardiograma
EMFi	<i>Electromechanical film</i>
IC	<i>Integrated Circuit</i>
ICG	<i>Impedance cardiography</i>
MEMS	<i>Microelectromechanical systems</i>
PCB	<i>Printed circuit board</i>
PEP	<i>Pre-ejection period</i>
PPG	<i>Photoplethysmogram</i>
PSoC	<i>Programmable System-on-Chip</i>
PWM	<i>Pulse-Width Modulation</i>
s	Segundo (Tempo)
SPI	<i>Serial peripheral interface</i>
TDC	<i>Time to Digital Converter</i>
TTL	<i>Transistor-Transistor Logic</i>
V	<i>Volt</i> (Tensão)
VS	Volume Sistólico



# Lista de Figuras

Figura 1 - Representação ilustrativa do sistema de medição de BCG.....	3
Figura 2 - Representação ilustrativa do sistema final.....	3
Figura 3 - a) Sinal típico de BCG [15]; b) Eventos cardíacos associados às ondas I e J [17].....	5
Figura 4 - Correlação entre amplitude onda J e Volume sistólico (VS) [17] .....	6
Figura 5 - Pulso típico de ECG e ondas características.....	7
Figura 6 - Diagrama de Wiggers e contextualização do PEP e do intervalo R -J (Adaptado de [17]).....	7
Figura 7 - a) Resultado correlação intervalo RJ vs PEP [17]; b) Resultado correlação intervalo RI vs PEP [19].....	8
Figura 8 - Dispositivo de medição de BCG de uso auditivo .....	9
Figura 9 - Constituintes do dispositivo de medição de acoplamento auditivo [16] .....	10
Figura 10 - Metodologia para medição de BCG baseada em balanças.....	11
Figura 11 - Sensores típicos instalados em camas para medição de BCG: a) Sensores baseado em fluoreto de polivinilideno (PVDF)[11] ; b) Sensores baseados em microcurvaturas de fibra ótica[21]; c) Sensores eletromecânicos (EMFi) [22]; d) Sensores de filme piezoelétricos [8]. .....	12
Figura 12 - Acoplação dos sensores numa cadeira de rodas (Acelerómetro, filme piezoresistivo, e sensor ótico) [24] .....	13
Figura 13 - Dispositivo de medição de BCG (SCA11H) [26]e modulo interno (SCA10H)[27] .....	14
Figura 14 - Princípio de operação de um acelerómetro MEMS baseado no tempo de pull-in .....	17
Figura 15 –Atuação e respetivo deslocamento da massa inercial da estrutura .....	18
Figura 16 – Subsistemas e funcionalidades do sistema de medição .....	19
Figura 17 - Funcionalidades gerais do sistema de medição e análise .....	21
Figura 18 - Conjunto de métricas determináveis a partir dos sinais de ECG e BCG.....	21
Figura 19 - a) Imagem microscópica das estruturas MEMS utilizadas; b) Encapsulamento da estrutura MEMS (package DIP-24) .....	23
Figura 20 - Representação da distribuição dos subsistemas que constituem o dispositivo .....	24
Figura 21 - Representação do hardware do Subsistema de Atuação.....	25
Figura 22 - Esquemático da configuração da referencia e interruptores de atuação.....	25
Figura 23 - Representação do hardware do subsistema de leitura.....	26

Figura 24 - Esquemático da configuração do comparador LT1715 utilizado no subsistema .....	27
Figura 25 - Representação do hardware do subsistema de controlo .....	28
Figura 26 - Esquemático das configurações dos TDCs integrados no subsistema .....	28
Figura 27 –PSoC CYBLE-014008-00 (Cypress) .....	29
Figura 28 - Esquemático da integração do PSoC no subsistema de controlo .....	30
Figura 29 - Representação do hardware do subsistema de alimentação .....	31
Figura 30 - Dispositivo de medição de BCG (configuração final) .....	32
Figura 31 - Diagrama de fluxo do firmware implementado para o Microcontrolador .....	33
Figura 32 - Módulo NI9234 (National Instruments) [44] .....	35
Figura 33 - Diagrama de Fluxo do software implementado no sistema de aquisição .....	36
Figura 34 - Interface gráfica para visualização dos sinais de ECG e BCG em simultâneo .....	37
Figura 35 - Esquema das métricas determinadas a partir dos sinais de BCG e ECG e respetivos procedimentos .....	38
Figura 36 Resultado experimental para determinação da sensibilidade .....	39
Figura 37 - Avaliação do ruído do sistema: a) Variância de Allan; b) Densidade espectral de potencia de ruído .....	40
Figura 38 - Representação ilustrativa da metodologia utilizada para medição de BCG e ECG .....	41
Figura 39 - Representação gráfica dos sinais obtidos pelos dispositivos sensores de ECG e BCG.....	42
Figura 40 - Sinal correspondente às acelerações medidas pelo dispositivo de medição de BCG.....	43
Figura 41 - Análise do sinal de BCG adquirido e determinação dos picos J .....	44
Figura 42 - Ensemble dos sinais de BCG adquiridos.....	45
Figura 43 –Sinal correspondente ao ciclo da respiração e determinação da frequência respiratória....	46
Figura 44 – Determinação da amplitude da onda J do sinal resultante do ensemble das ondas de BCG. ....	47
Figura 45 - Determinação dos picos R a partir do sinal de ECG adquirido. ....	48
Figura 46 - Ensemble dos sinais de ECG adquiridos .....	49
Figura 47 - Determinação dos intervalos R-J pela sobreposição das ondas de ECG e BCG.....	50
Figura 48 - Esquemático do circuito do subsistema de atuação .....	59
Figura 49 - Esquemático do circuito do subsistema de leitura (1/2).....	60
Figura 50 - Esquemático do circuito do subsistema de leitura (2/2).....	61
Figura 51 - Esquemático da interface do conector para a estrutura MEMS e interface do plano 1 .....	62



Figura 52 - Esquemático do circuito do subsistema de controlo (1/2).....	63
Figura 53 - Esquemático do circuito do subsistema de controlo (2/2).....	64
Figura 54 - Esquemático do circuito do subsistema de Alimentação.....	65
Figura 55 – Layout da PCB relativa ao Plano 1: a) modelo 2D top layer, a)modelo 2D bottom layer, c) modelo 3D top layer, d)modelo 3D bottom layer.....	66
Figura 56 - Layout da PCB relativa ao Plano 2: a) modelo 2D top layer, a) modelo 2D bottom layer, c) modelo 3D top layer, d)modelo 3D bottom layer.....	67
Figura 57 - Layout da PCB relativa ao Plano 3: a) modelo 2D top layer, a) modelo 2D bottom layer, c) modelo 3D top layer, d) modelo 3D bottom layer .....	68



# Lista de Tabelas

Tabela 1 - Principais características do acelerómetro BMA180 (Bosch) [20] .....	10
Tabela 2 - Principais características do acelerómetro ADXL335 (Analog Devices) [25] .....	13
Tabela 3 - Características Principais do acelerómetro (inclinómetro) SCA61T[28] .....	15
Tabela 4 – Placas de PCB que constituem o sistema de BCG.....	32



# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 Enquadramento e Motivação

Os avanços no ramo da medicina derivam do forte desenvolvimento tecnológico das aplicações eletrónicas, da fotónica e da microtecnologia. O progresso relacionado com o nível dos cuidados médicos, qualidade de vida, saúde e bem-estar, assim como o incremento da esperança média de vida da população mundial, é algo que reflete essa evolução[1][2].

Relativamente ao ramo da microtecnologia, o desenvolvimento de dispositivos baseados em MEMS (*"Micro-Electro-Mechanical Systems"*) tem possibilitado a criação de sistemas de elevado desempenho, mais compactos e de menor consumo energético. A sua aplicabilidade passa pela indústria automóvel, no desenvolvimento de sistemas de navegação e sistemas de segurança; na área da comunicação, na criação de microdispositivos de radiofrequência mais compactos e de menor consumo energético; no sector aeroespacial e militar, em sistemas de controlo de voo, de orientação de mísseis e de localização; ou ainda na área da medicina, com a criação de aparelhos de medição compactos para monitorização fisiológica, como a frequência cardíaca, aplicações de rastreio, análise sanguínea, deteção de queda, assistência e reabilitação[3][4].

Neste contexto, a área da saúde representa um forte domínio para aplicação de sensores MEMS, e gera a oportunidade para a criação de dispositivos portáteis, que permitem um acompanhamento contínuo, juntamente com uma maior liberdade de circulação dos utilizadores, favorecendo a análise e acompanhamento médico de pacientes numa envolvente mais ampla e fora de um ambiente hospitalar. Todos estes fatores, proporcionam um maior conforto ao utilizador e possibilitam uma avaliação mais intensiva do estado fisiológico para prevenção ou avaliação de doenças[1][4].

A monitorização do comportamento cardíaco é de especial interesse para o ramo da medicina permitindo obter informações sobre uma grande variedade de deformidades a nível do sistema cardiovascular, a prevenção de doenças, assim como o estado da recuperação ou *stress* físico e mental do paciente. Alguns exames cardíacos tal como o eletrocardiograma (ECG) possibilitam a aquisição de informação sobre o sistema cardíaco através da aquisição de estímulos elétricos[5] ou ainda o ecocardiograma que permite diagnosticar a estrutura e o funcionamento do coração com recurso a

ultrassons[6]. No entanto, estes exames requerem a acoplação de elétrodos ao corpo, criando algum desconforto na vida normal de um paciente, especialmente em situações de repouso ou durante períodos de sono, ou ainda necessitam da presença contínua de um médico ou especialista para a realização do exame[4][7][8][9].

Uma análise baseada em balistocardiografia (BCG) mede o comportamento mecânico do coração e é capaz de avaliar de forma discreta os sinais fisiológicos cardíacos e respiratórios, sem necessidade de fixação de elétrodos ou dispositivos no corpo tornando-se numa vantagem para monitorização cardíaca em situações da vida quotidiana e fora de um estabelecimento hospitalar[10]. Para além de medir o resultado do estímulo mecânico do coração, um sistema de análise BCG tem vantagens adicionais, uma vez que pode ser incorporado em objetos de uso comum, tal como uma cama ou uma cadeira[11]. Por este motivo, a sua aplicação torna-se interessante na determinação do índice de relaxamento ou na avaliação e monitorização da qualidade da atividade do sono. Por outro lado, é um sistema que permite medições sem a presença de médicos ou especialistas, o que evita o fator de stress causado pelos exames, reduzindo a resposta psicofisiológica involuntária do paciente[10].

Ao longo desta ultima década, têm surgido várias investigações em torno de acelerómetros MEMS que tiram proveito do efeito de *pull-in* e possibilitam a criação de sensores com características que permitem medir acelerações com elevada sensibilidade e precisão[12]. O progresso relativamente ao estudo de diferentes princípios de operação bem como a evolução relativamente ao desenho e geometria de microestruturas MEMS têm possibilitado a criação de acelerómetros com sensibilidade na ordem dos  $\mu\text{g}$ [13][14].

Na conjugação de todos estes fatores, surge assim a oportunidade de avaliar a aplicabilidade de um acelerómetro MEMS na análise de BCG e verificar a capacidade de diagnóstico desta técnica.

## 1.2 Objetivos

O objetivo principal desta dissertação compreende o dimensionamento e implementação de um sistema de elevada sensibilidade para medição de sinais de balistocardiografia (BCG) que incorpore um acelerómetro MEMS baseado na medição de tempos de *pull-in*.

O sistema deverá ter elevada resolução, ser compacto, portátil e deve possibilitar o envio de dados através de uma conexão sem fios. A Figura 1 apresenta um esboço do sistema pretendido.

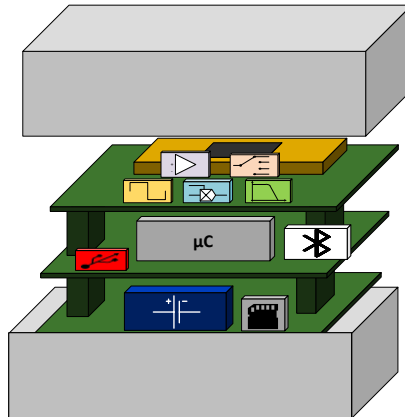


Figura 1 - Representação ilustrativa do sistema de medição de BCG

Tirando proveito das características dos acelerómetros MEMS de elevada resolução, pretende-se investigar a qualidade do sensor na determinação de sinais de BCG assim como averiguar a medição desse sinal sem que haja necessidade de contacto com o utilizador. Como tal, para além da componente de medição, o sistema deverá incluir uma interface gráfica que permita a aquisição e visualização do sinal proveniente do sensor em tempo real (Figura 2).

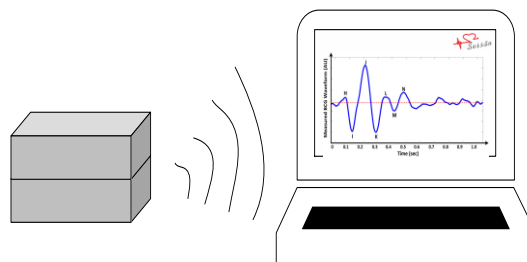


Figura 2 - Representação ilustrativa do sistema final

O sistema final deverá ainda apresentar algumas métricas relativas ao sinal de BCG, bem como a apresentação de alguns sinais relativos ao comportamento cardíaco. Deste modo, pretende-se habilitar o sistema para a realização de análise clínicas de forma a investigar mais concretamente a capacidade de diagnóstico da balistocardiografia.

### 1.3 Estrutura da dissertação

Esta dissertação encontra-se organizada em 6 capítulos.

O primeiro capítulo tem uma componente introdutória. Nesta fase é apresentado o enquadramento e motivação, evidenciando os avanços e vantagens da microtecnologia e a aplicabilidade dos dispositivos MEMS. De seguida, é descrito o conjunto de objetivos propostos na realização da dissertação.

O segundo capítulo engloba o estado da arte. Este, dividido em duas secções, apresenta inicialmente a evolução da investigação em torno da balistocardiografia e da capacidade de diagnóstico desta técnica nos dias hoje. Posteriormente, é apresentado o conjunto de metodologias e dispositivos desenvolvidos para a determinação e avaliação do sinal de balistocardiografia.

O terceiro capítulo contempla a fase de análise dos sistemas. Nesta fase, é apresentado o princípio de funcionamento do acelerómetro MEMS baseado no tempo de *pull-in* e são definidas as funcionalidades do sistema de medição de BCG de acordo com este princípio. As tarefas do sistema de aquisição e análise são também determinadas nesta secção, bem como a componente da análise do sinal através do destaque das métricas que deverão ser possíveis de calcular.

O quarto capítulo descreve o processo referente ao desenvolvimento de todo o sistema. Em primeiro lugar, é apresentada a estrutura MEMS, os vários subsistemas de *hardware* (e componentes seleccionados) e o *firmware* do microcontrolador. De seguida é apresentado o *software* desenvolvido para o sistema de aquisição assim como os procedimentos para a determinação das métricas do sistema de análise.

O quinto capítulo apresenta os resultados obtidos. Nesta fase é realizada a caracterização do sensor e de seguida, é efetuada uma análise de balistocardiografia através do sistema de aquisição e análise das métricas implementadas

O sexto capítulo apresenta a fase de conclusões relativamente ao trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação e trabalho futuro face aos resultados obtidos.



## 2. ESTADO DA ARTE

Este capítulo está organizado em duas seções principais. Inicialmente apresenta-se o conceito de balistocardiografia, assim como uma análise da capacidade de diagnóstico e relevância da técnica de balistocardiografia (BCG) nos dias de hoje. De seguida, são apresentados dispositivos desenvolvidos para medição de sinais de BCG envolvendo diversas metodologias de medição, reconhecendo as vantagens e desvantagens destas técnicas.

### 2.1 Sinal de balistocardiografia

Um exame de balistocardiografia (BCG) permite medir a reação mecânica do corpo em resposta ao fluxo de sangue bombeado pelo coração durante o ciclo cardíaco.

As primeiras análises e estudos ao sinal de BCG aconteceram há já mais de 50 anos e os estudos permitiram verificar algumas conformidades relativamente ao comportamento mecânico do coração e do sistema cardíaco[15]. O sinal típico de BCG, descrito com as respetivas curvas HIJKLMN, pode ser observado pela Figura 3 (a). No sinal de BCG as ondas I e J, de maior amplitude, são consideradas as ondas de maior importância e apresentam tipicamente uma amplitude de 10 mili-g<sub>pp</sub>[16]. A onda I determina a propagação do sangue de forma ascendente, desde o ventrículo esquerdo até a artéria aorta, enquanto a onda J assinala o movimento do sangue na aorta de forma descendente, desde a zona do tórax até ao abdómen (Figura 3 (b)). As ondas subsequentes decorrem do amortecimento mecânico do corpo face ao intervalo IJ[17].

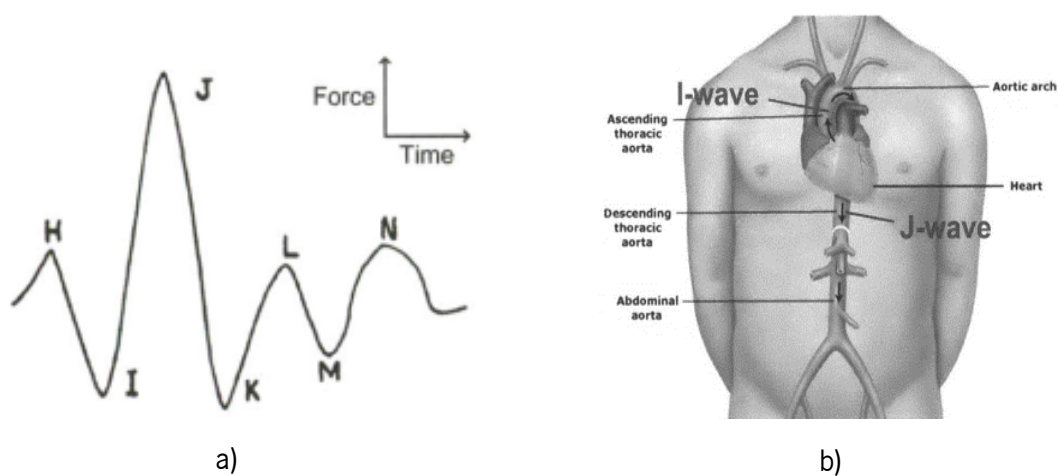


Figura 3 - a) Sinal típico de BCG [15]; b) Eventos cardíacos associados às ondas I e J [17]

Além disso, é nomeada a possibilidade de relacionar a amplitude do sinal de BCG com o volume sistólico de ejeção (VS), que corresponde ao volume de sangue bombeado pelo ventrículo cardíaco esquerdo por batimento[11].

No estudo realizado em [17] procedeu-se à medição do Volume Sistólico (VS) pelo método de bioimpedância transtorácica (ICG – *impedance cardiography*), que permite a medição do fluxo sanguíneo através de medição da variação da impedância torácica face à circulação do sangue, para um conjunto de 7 indivíduos. Foi ainda realizada a medição do sinal de BCG para esses sujeitos, para posterior comparação de resultados. Através da correlação dos valores dos diferentes métodos foi possível observar uma linearidade relativamente à amplitude da onda J do sinal de BCG e o valor de VS de referência (Figura 4).

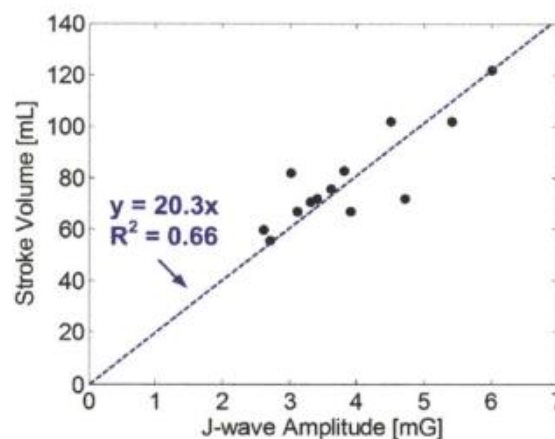


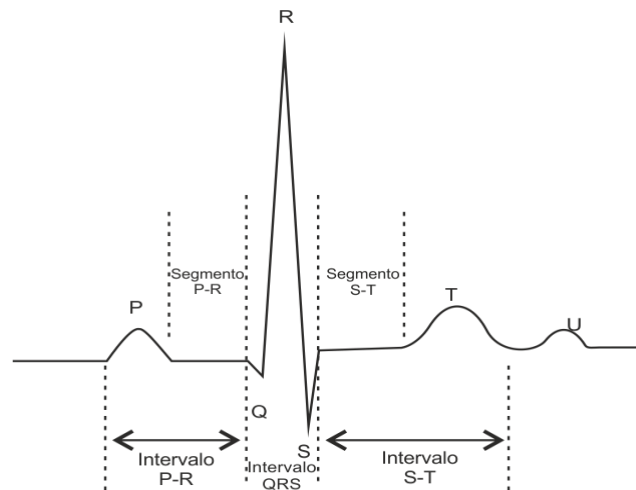
Figura 4 - Correlação entre a amplitude da onda J e Volume sistólico (VS) [17]

Através da determinação da inclinação da reta que mais se adequa aos pontos da correlação torna-se possível relacionar estas variáveis.

O débito cardíaco (DC), por outro lado, indica o volume de sangue bombeado pelo coração por minuto e pode ser obtido através da multiplicação do volume sistólico pela frequência cardíaca,  $DC = VS \times bpm [mL/min]$ . Como referenciado em [17], o valor da frequência cardíaca pode ser determinado a partir do sinal de BCG, e assim, pelo cálculo do valor de VS relativo (pela amplitude da onda J) é possível estimar o valor do débito cardíaco relativo do sujeito a partir do sinal de BCG.

Alguns estudos que investigam as propriedades do sinal de BCG recorrem à integração de sistemas de medição de eletrocardiografia (ECG) com o intuito de equiparar estas técnicas ou ainda extrair um maior número de informações a nível do comportamento cardíaco[9].

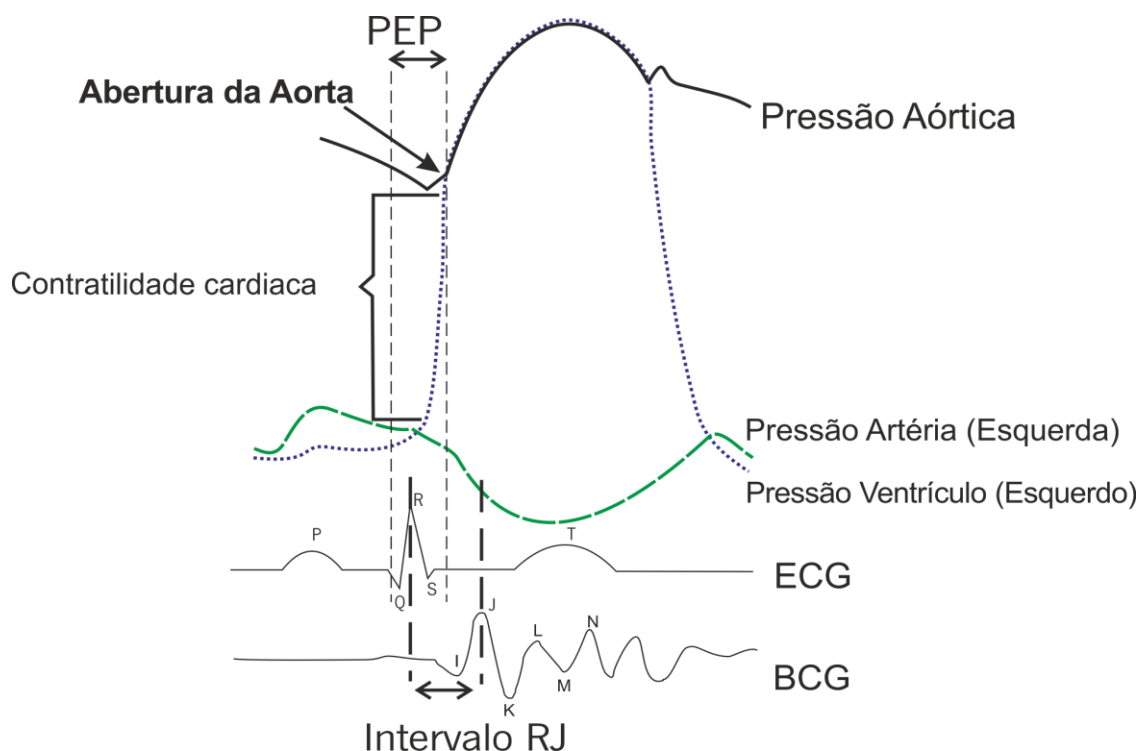
A Figura 5 representa o sinal típico correspondente a um período cardíaco, obtido através de um exame de ECG assim como a denominação das referentes curvas PQRSTU.



*Figura 5 - Pulso típico de ECG e ondas características*

Num exame de eletrocardiografia podem ser detetados os potenciais elétricos gerados pela atividade elétrica do coração, tipicamente ondas de 1 mV de amplitude[17]. A partir do tempo de propagação e amplitude das ondas que o caracterizam é possível estimar o ritmo cardíaco e parâmetros que retratam o comportamento do coração e possibilitam a determinação de anomalias e prevenção de doenças [5].

A Figura 6 ilustra uma representação do comportamento cardíaco em conjunto com uma sobreposição espaciotemporal dos sinais de ECG e BCG referentes a um pulso cardíaco.



*Figura 6 - Diagrama de Wiggers e contextualização do PEP e do intervalo R-J (Adaptado de [17])*

O período de pré-ejeção (PEP), reconhecido na Figura 6, corresponde ao intervalo de tempo entre o início da onda Q do ECG (que determina o início da depolarização ventricular) e a abertura da válvula aórtica que indica a início da ejeção do sangue pela artéria aorta[11].

Atualmente é possível destacar as duas metodologias utilizadas no ramo clínico para a determinação do PEP: A primeira, é realizada através de um exame de ecocardiografia (que se baseia em ultrassom para determinação do fluxo sanguíneo no coração) sincronizado com a medição do sinal de ECG. Deste modo, o valor do PEP pode ser determinado a partir da medição do intervalo entre a onda Q do sinal de ECG e o sinal de ejeção do ventrículo esquerdo obtido pelo exame de ecocardiografia; o segundo método consiste numa análise cardíaca por ICG – *impedance cardiography*) que permite a medição do fluxo sanguíneo através de medição da variação da impedância torácica face à circulação do sangue, em sincronismo com um sistema de medição de ECG[18]. No entanto, estes métodos apresentam algumas desvantagens, tais como uma elevada afixação de instrumentação, e a necessidade da presença de um médico ou especialista como no caso do exame de ecocardiografia.

O intervalo RJ destacado na Figura 6, que corresponde respetivamente ao intervalo dos picos de maior amplitude das ondas de ECG e BCG, determina o tempo entre a despolarização ventricular esquerda e a aceleração máxima da ejeção de sangue pela artéria aorta descendente[17].

No estudo realizado em [17] foi determinado para um conjunto de 7 indivíduos, o valor do intervalo RJ através da medição dos sinais de ECG e BCG. Foi ainda efetuada a medição do valor de PEP através de um sistema de medição de ICG, para comparação de resultados. Com o intuito de determinar a relação entre estes dois intervalos a partir destes métodos, foi realizada a correlação dos valores obtidos (Figura 7a)). No estudo concretizado em [19] foi utilizada uma abordagem diferente e investigou-se a correlação entre o valor do PEP (medição de ICG) e o intervalo RI do sinal de BCG (Figura 7b)).

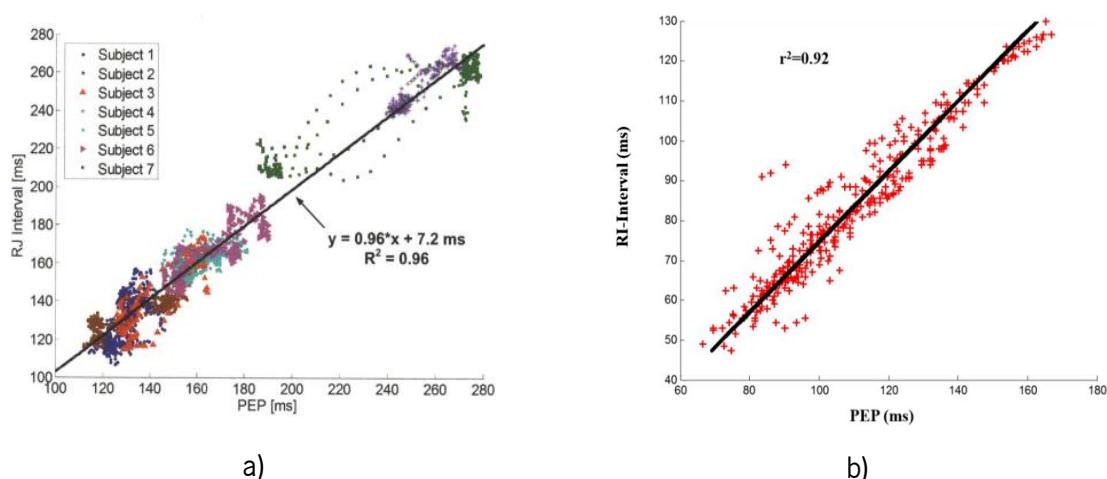


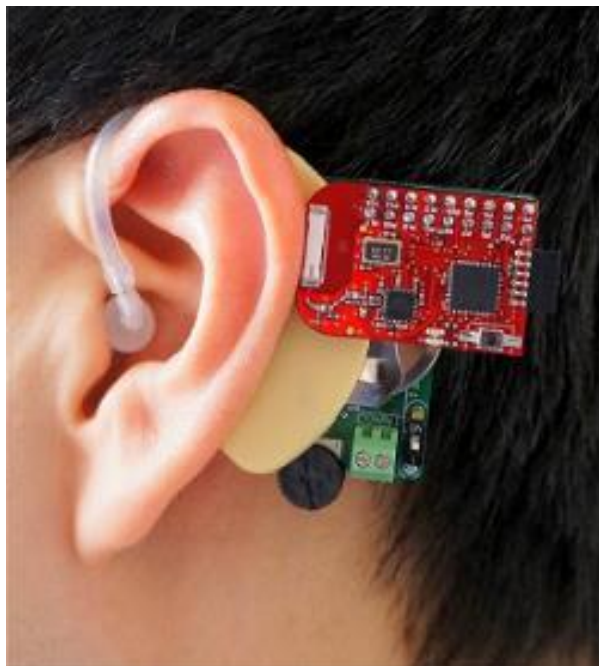
Figura 7 - a) Resultado correlação intervalo RJ vs PEP [17]; b) Resultado correlação intervalo RI vs PEP [19]

Em conformidade com a informação apresentada na Figura 7 podemos verificar uma linearidade entre as correlações e com isto, demonstrar a possibilidade de estimar o valor de PEP relativo através da medição do sinal de BCG.

## 2.2 Dispositivos para medição de BCG

Recentemente têm sido realizados alguns estudos que implementam sistemas de medição de BCG (alguns deles baseados em MEMS) e que seguem diferentes tipologias no que diz respeito à localização e orientação do sistema de medição, ou relativamente ao tipo de sensor utilizado. Isto surge com o intuito de avaliar a melhor metodologia para avaliação do BCG relacionando a qualidade do sinal e a comodidade do sujeito em análise. Assim, surgem várias abordagens tais como a implementação de sistemas colocados junto ao corpo, sistemas de medição BCG incorporados em balanças, ou ainda sistemas acoplados em camas ou cadeiras [11].

Um exemplo de um estudo que implementa um sensor de medição de BCG acoplado ao corpo é o referido em [16]. Este estudo tem como objetivo o desenvolvimento e avaliação da capacidade de medição de um sistema de aquisição de BCG em formato de aparelho auditivo, tal como a Figura 8 indica.



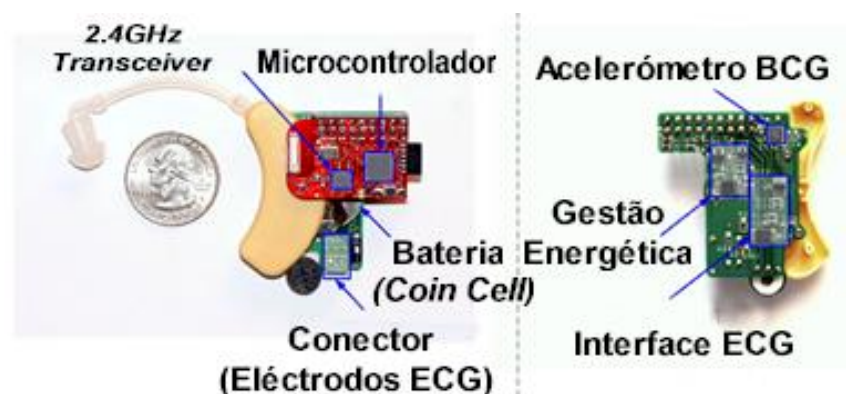
*Figura 8 - Dispositivo de medição de BCG de uso auditivo*

Este tipo de abordagem possibilita a criação de um sistema portátil e que realize a aquisição de dados de forma contínua, permitindo ao utilizador algum comodismo na sua rotina diária. Deste modo, é possível avaliar o desempenho cardiovascular em diferentes cenários ambientais. Nesta tipologia, o sinal de BCG corresponde a variações de aceleração numa gama de 10 mili-g<sub>p-p</sub>, o que requer a utilização de um sensor de elevada sensibilidade e precisão para a sua medição. Com esse intuito, os autores desse estudo recorreram ao sensor o BMA180 da *Bosch* [20] que implementa um acelerómetro MEMS de 3 eixos. Em concordância com o *datasheet* e de acordo com a configuração adotada nesse estudo é possível destacar as seguintes características principais para o sensor:

*Tabela 1 - Principais características do acelerómetro BMA180 (Bosch) [20]*

<b>Características</b>	<b>Valor</b>
Gama dinâmica	$\pm 2 \text{ g}$
Densidade de Ruído	$150 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ ;
Resolução (ADC)	0.25 mg (14 bit)
Largura de Banda	1200 Hz

Além do acelerómetro MEMS, este sistema utiliza uma interface para conexão de elétrodos possibilitando a aquisição do sinal de ECG sincronizada com sinal proveniente do sensor de BCG (Figura 9).



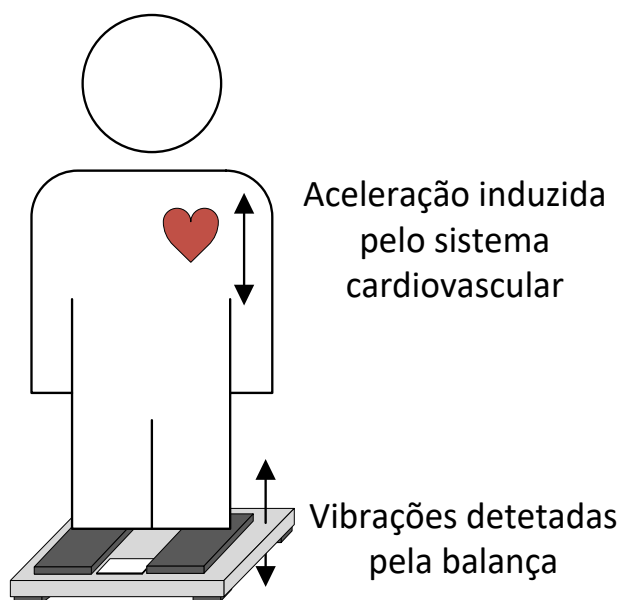
*Figura 9 - Constituintes do dispositivo de medição de acoplamento auditivo [16]*

Este procedimento pode ser utilizado para estudo do tempo de propagação dos dois sinais em simultâneo, com o intuito de identificar eventos associados ao comportamento cardíaco. De modo a

garantir a portabilidade do sistema, este realiza a transmissão de dados para um PC, através de uma conexão sem fios, permitindo a aquisição e exibição de dados em tempo real.

Uma outra abordagem compreende a integração de sistemas de medição de BCG em balanças, tirando vantagem da postura vertical do utilizador, e permitindo efetuar uma medição puramente longitudinal do sinal de BCG. Contudo, a medição baseada neste procedimento é suscetível a vibrações derivadas do piso de apoio à balança e impõe algum limite prático na duração das medições devido à posição do utilizador.

O estudo realizado em [7] demonstra a utilização de balanças comerciais e das respetivas células de carga destinadas à medição do peso (sem adição de qualquer outro tipo de sensor) para a deteção das variações da aceleração que resultam da contração cardíaca (Figura 10).



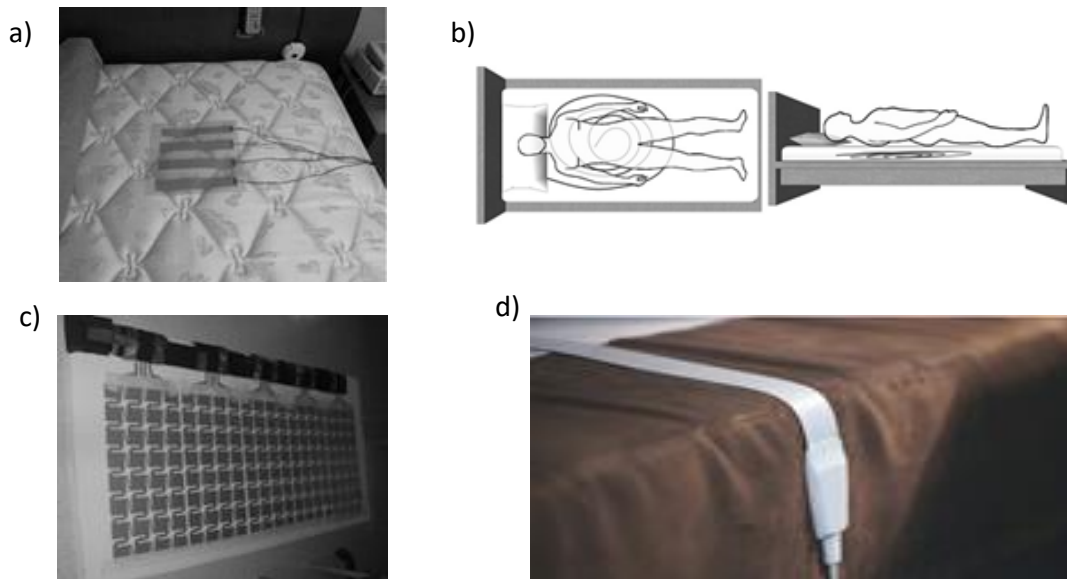
*Figura 10 - Metodologia para medição de BCG baseada em balanças*

De acordo com esse estudo, a sensibilidade das células de carga permitiu verificar a onda de maior amplitude do sinal BCG de forma a determinar a ocorrência do pulso cardíaco. A deteção desses picos do sinal possibilitou a determinação da frequência cardíaca relativamente ao sinal de ECG de referência.

Deste modo, conclui-se que esta técnica é confiável para medições de curto prazo e pode ser um método simples e fácil de usar para uma supervisão periódica de sinais fisiológicos num ambiente doméstico.

Numa outra perspetiva, a incorporação de sistemas em camas para monitorização cardíaca baseados em BCG apresenta uma alusiva vantagem face ao ECG, pois o último necessita da afixação de

elétrodos na superfície do corpo do sujeito. Este propósito determina desde já uma maior vantagem de um sistema de aquisição de BCG visto que proporciona uma menor perturbação durante o comportamento normal do sono do sujeito em monitorização. A aplicação da técnica de BCG na avaliação dos estados de sono e distúrbios proporciona um maior conforto ao utilizador. Ao longo destes anos têm sido investigadas várias tipologias de medição que incorporam diferentes tipos de sensores, tais como as apresentadas na Figura 11.



*Figura 11 - Sensores típicos instalados em camas para medição de BCG: a) Sensores baseado em fluoreto de polivinilideno (PVDF)[11] ; b) Sensores baseados em microcurvaturas de fibra ótica[21]; c) Sensores eletromecânicos (EMFi) [22]; d) Sensores de filme piezoelétricos [8].*

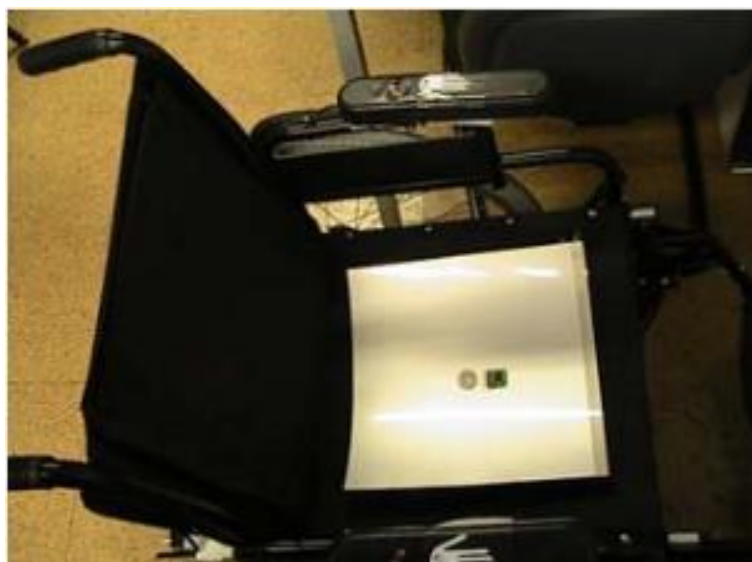
Este tipo de abordagem permite a deteção do sinal de BCG de forma a determinar alguns sinais fisiológicos tais como a frequência cardíaca ou sinais referentes ao ciclo da respiração. Além disso, pela determinação da área de maior afluência através do sensor é possível estimar a movimentação e ocupação do corpo durante o sono. Todo este conjunto de sinais possibilita a determinação de parâmetros para a avaliação do comportamento do sujeito durante o sono. Outra vantagem nesta metodologia de medição é a facilidade de emprego destes sensores que viabiliza a criação de sistemas de aquisição fora de um ambiente clínico, o que possibilita a avaliação da dinâmica do sistema cardiovascular do sujeito em análise durante períodos mais alongados.

Uma outra metodologia investigada que permite a medição do sinal de BCG em sujeitos com falta de equilíbrio, é a integração de sistemas de aquisição em cadeiras[9] [23]. Este tipo de abordagem permite minimizar a ocorrência de movimentos involuntários do utilizador assim como proporcionar um maior conforto durante a medição. No entanto, as principais desvantagens desta tipologia são a redução



da amplitude do sinal quando comparado com sistemas de medição integrados em camas ou sistemas baseados em balança, bem como a alteração da qualidade do sinal devido à postura do utilizador.

O estudo realizado em [23] consistiu na implementação de um sistema baseado num conjunto de sensores para avaliação do comportamento cardíaco a partir de uma cadeira de rodas. Neste trabalho, pretendia-se que a eletrónica para condicionamento do sinal fosse totalmente incluída na cadeira de forma discreta permitindo a sua utilização diária (Figura 12).



*Figura 12 - Acoplação dos sensores numa cadeira de rodas (Acelerómetro, filme piezoresistivo, e sensor ótico) [23]*

O sistema implementado realiza a medição do sinal de BCG em dois pontos distintos da cadeira (encosto e acento), recorrendo a um par de acelerómetros MEMS, mais propriamente o ADXL335 da *Analog Devices*[24]. As características principais em relação a estes sensores destacam-se na Tabela 2.

*Tabela 2 - Principais características do acelerómetro ADXL335 (Analog Devices) [24]*

<b>Caraterísticas</b>	<b>Valor</b>
Gama dinâmica	+/- 3.6g;
Densidade de Ruído	150 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ (Eixos X e Y); 300 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ (Eixo Z);
Sensibilidade	300 mV/g
Largura de Banda	0.5 Hz a 1600 Hz (Eixos X e Y); 0.5 Hz a 550 Hz (Eixo Z);

Neste sistema são ainda integrados dois sensores piezoelétricos em filme (EMFi) permitindo realizar uma analogia ao sinal de BCG adquirido pelos acelerómetros ou ainda obter um resultado de

BCG mais viável através da conjugação destes dois métodos. Além destes sensores, o sistema incorpora sensores para medição de fotopletiografia (PPG) permitindo determinar a frequência cardíaca. A leitura deste conjunto de sensores é realizada através de uma placa de aquisição (*National Instruments 9205*) a uma frequência de amostragem de 1kHz, com uma resolução de 16 bits e os dados são transmitidos através de uma ligação sem fios para o PC.

Este estudo ([23]) permitiu a realização da monitorização em diferentes cenários tais como o estado de repouso ou de movimento da cadeira conjugados com diferentes pavimentos de circulação. De um modo geral, em repouso, foi possível monitorizar as formas de onda de um sinal de BCG com qualidade através da aceleração e do sensor de EMFi. No entanto, expondo o sistema a um nível maior de ruído proveniente da movimentação da cadeira ou da irregularidade do pavimento, surgem alguns artefactos nos sinais monitorizados e o sistema é incapaz de determinar a frequência cardíaca através do sensor de EMFi e dos acelerómetros.

De acordo com a análise de mercado, o desenvolvimento de dispositivos dedicados para deteção de balistocardiografia baseado em MEMS ainda não é muito abundante. No entanto, é possível identificar um dispositivo desenvolvido pela empresa *Murata* - SAC11H) [25] - que possibilita a determinação do sinal de balistocardiografia através de um acelerómetro (inclinómetro) MEMS capacitivo de elevada sensibilidade (Figura 13).



Figura 13 - Dispositivo de medição de BCG (SCA11H) [25] e módulo interno (SCA10H)[26]

O acelerómetro utilizado é o SCA61T (*Murata*)[27] que apresenta o conjunto de características principais indicadas na Tabela 3.

*Tabela 3 – Principais características do acelerómetro (inclinómetro) SCA61T[27]*

<b>Caraterísticas</b>	<b>Valor</b>
Gama dinâmica	+/- 0.5 g ( $\pm 30^\circ$ )
Densidade de Ruído	14 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ (0.0008 $^\circ/\sqrt{\text{Hz}}$ )
Sensibilidade	4 V/g
Largura de Banda (Resposta em Frequência)	18 Hz (-3 dB)

Este dispositivo tem uma dimensão de 84x41x18 mm<sup>3</sup>, e pela elevada sensibilidade do sensor que o integra permite através da medição do sinal de BCG, obter algumas informações sobre o comportamento cardíaco tal como a deteção do ritmo cardíaco e da respiração, ou ainda estimar o débito cardíaco, sem necessidade de um contacto direto com o utilizador. O módulo SCA10H[26] contém para além do sensor MEMS, um conversor analógico-digital para leitura do sensor e um microcontrolador para processamento de sinal.

## 2.3 Conclusão do Estado da Arte

Neste capítulo foi possível verificar que a partir de um sinal de BCG é possível recolher bastante informação e determinar o comportamento cardíaco em vários aspetos. Além disso, o conjunto de padrões de um sinal de BCG, tais como: a amplitude, a forma de onda e o tempo de propagação do sinal, tendem a variar de acordo com o sujeito e o seu estado clínico. Isto torna a investigação da técnica do BCG e a análise dos sinais adquiridos bastante oportuna para a avaliação do comportamento cardíaco e a determinação ou prevenção de doenças cardíacas.

Relativamente aos dispositivos de medição enunciados, identificam-se alguns inconvenientes destes sistemas. Algumas metodologias apresentadas impõem limites práticos na medição devido à posição desconfortável do utilizador, ou devido à necessidade de estarem em contacto, ou acoplados ao corpo de forma a efetuarem uma medição BCG plausível. Por outro lado, as características do sensor para obtenção do sinal de BCG são na maioria dos sistemas inadequados à sua deteção.

Ao longo desta última década, tem surgido alguma investigação em torno de acelerómetros MEMS baseados no tempo[12]. O progresso relativo ao desenho e geometria da microestrutura assim como a avaliação dos diferentes princípios de operação para medição da aceleração, possibilitam alcançar valores de elevada sensibilidade com uma baixa densidade de ruído ( $<2 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ )[14].

Posto isto, as características de sensibilidade deste tipo de sensores tornam-no bastante preciso face à gama de valores resultantes de um sinal BCG (tipicamente 10 mGp-p), pelo que se torna oportuno avaliar o desempenho destes sensores na medição de sinais de BCG com o intuito de obter uma maior resolução na aquisição dos sinais, e ampliar a capacidade de diagnóstico desta técnica.

### 3. SISTEMA DE MEDIÇÃO E ANÁLISE DE BALISTOCARDIOGRAFIA

Este capítulo analisa o sistema de medição de balistocardiografia, nomeadamente a sua definição e identificação das principais tarefas necessárias ao seu desenvolvimento. Tendo em conta que o elemento central deste sistema é um acelerómetro MEMS que usa transdução baseada na medição de tempo, torna-se essencial analisar o seu princípio de operação. Para além disso, é necessário definir os sistemas fundamentais que garantem a medição da aceleração, e que permitem o desenvolvimento de um sistema que possibilite a medição de BCG. Para que seja efetuado um processamento dos dados e determinação da relevância técnica a partir das medições provenientes do acelerómetro, torna-se necessário identificar também os requisitos do sistema de aquisição e análise.

#### 3.1 Sistema de Medição de Aceleração

##### 3.1.1 Princípio de funcionamento de um acelerómetro MEMS baseado no tempo de *pull-in*

A metodologia adotada para medição da aceleração através de um acelerómetro MEMS baseado no tempo de *pull-in* está representada na Figura 14

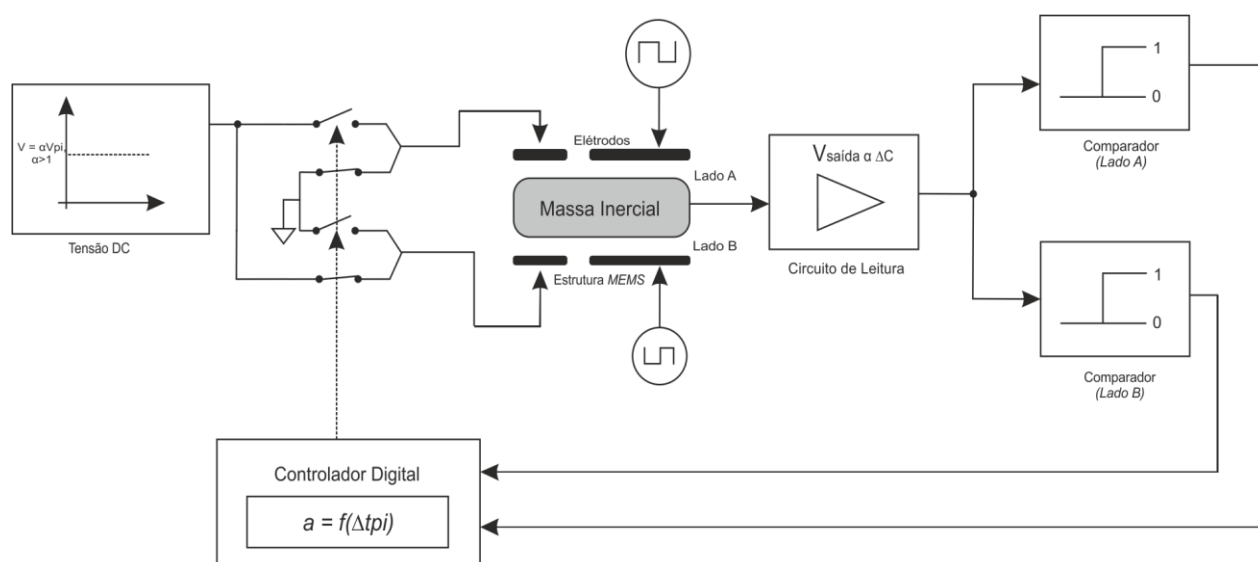


Figura 14 - Princípio de operação de um acelerómetro MEMS baseado no tempo de *pull-in*

De acordo com o esquema, é aplicado num determinado lado da estrutura MEMS um pulso de tensão, por meio dos eléctrodos de atuação. A tensão aplicada, quando superior à tensão de *pull-in*, vai

provocar o deslocamento da massa inercial devido à força electrostática produzida. A variação da posição da massa inercial traduz-se numa variação da capacidade que pode ser medida à saída da estrutura[14].

O circuito de leitura, tirando partido da onda portadora (e uma onda desfasada 180° desta) aplicada aos eléctrodos sensores da estrutura, efetua a transdução dessa variação de capacidade numa tensão elétrica.

O sinal de tensão proveniente do circuito de leitura é enviado para os comparadores, que indicam ao controlador digital a existência de *pull-in* da estrutura. Este, por sua vez, determina o tempo desde a atuação até ao sinal de comparação recebido, que determina o tempo de *pull-in* associado a esse lado. Posteriormente, a atuação é realizada para o lado oposto, assim como todo o processo para a determinação do tempo de *pull-in* para esse lado contrário.

O resultado desse procedimento é apresentado na Figura 15 que relaciona a tensão de atuação com o deslocamento da estrutura.

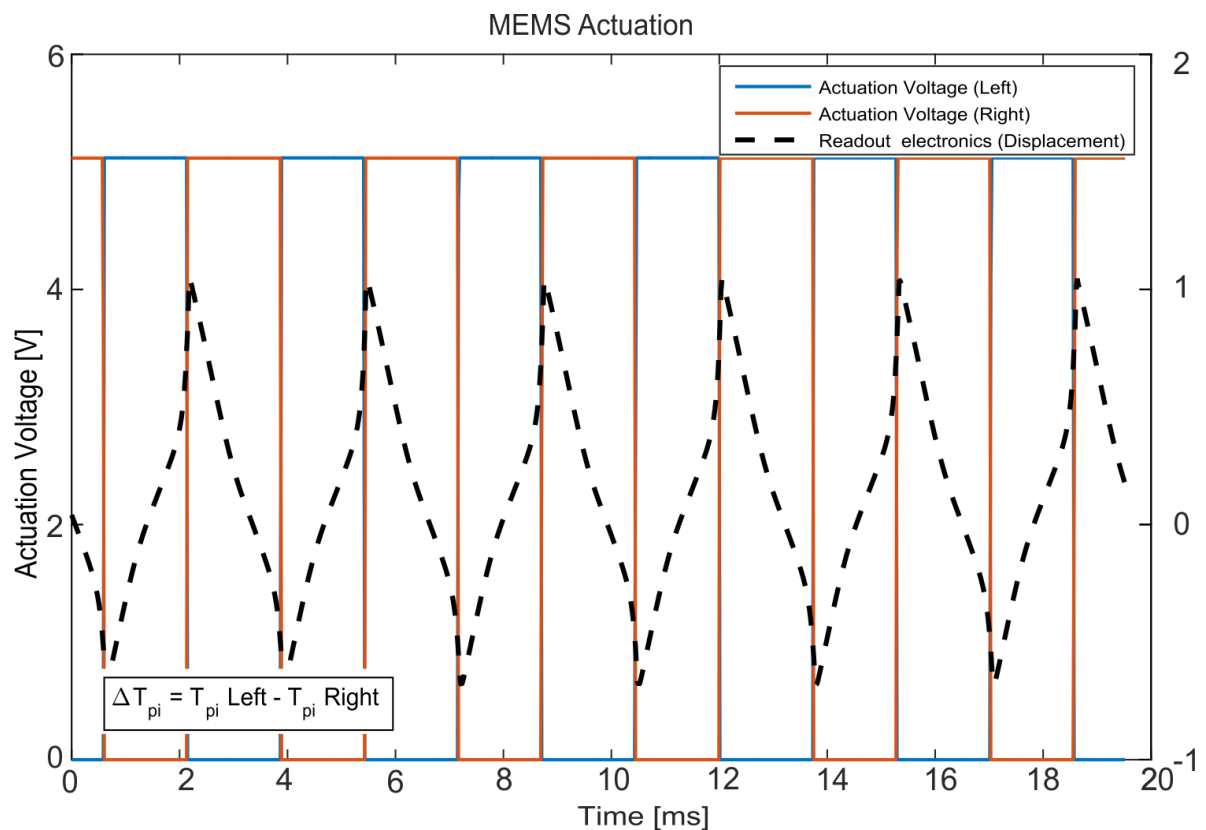


Figura 15 –Atuação e respetivo deslocamento da massa inercial da estrutura

Assumindo que na ausência de acelerações externas a diferença entre os tempos de *pull-in* para ambos os lados de atuação é nula ( $\Delta T_{pi} = 0$ ), a aplicação de forças externas à estrutura resulta na variação da diferença dos tempos associados ao deslocamento da massa inercial.

Assim, é possível relacionar a aceleração “sentida” pela estrutura com o cálculo da diferença dos tempos de *pull-in* ( $\Delta T_{pi} = T_{pi} \text{ (Lado A)} - T_{pi} \text{ (Lado B)}$ ).

Posto isto, a resolução da medição da aceleração é definida com base na metodologia para a contagem dos tempos de *pull-in* da estrutura. Por exemplo, se for utilizada uma frequência de contagem de 100 MHz, teremos uma resolução de 100 ns na medição do tempo; considerando que o acelerómetro apresenta uma sensibilidade de 0.26  $\mu\text{s}/\mu\text{g}$ , a resolução na medição da aceleração será de 0.39  $\mu\text{g}$ .

Assim, verifica-se a elevada precisão deste método para a determinação da aceleração, e a possibilidade de obter resoluções de medição de acelerações na ordem dos  $\mu\text{g}$  [28].

### 3.1.2 Análise do sistema de medição de aceleração

De acordo com o princípio de operação apresentado, foi realizada a divisão do sistema de leitura do acelerómetro em vários subsistemas, destacando as respetivas interações entre eles. Dentro de cada subsistema foi ainda possível determinar as funcionalidades que este deverá desempenhar e definir alguns requisitos para a implementação do sistema de medição. O diagrama exposto na Figura 16 apresenta essa distribuição, assim como as respetivas funções principais de cada elemento que o compõe.

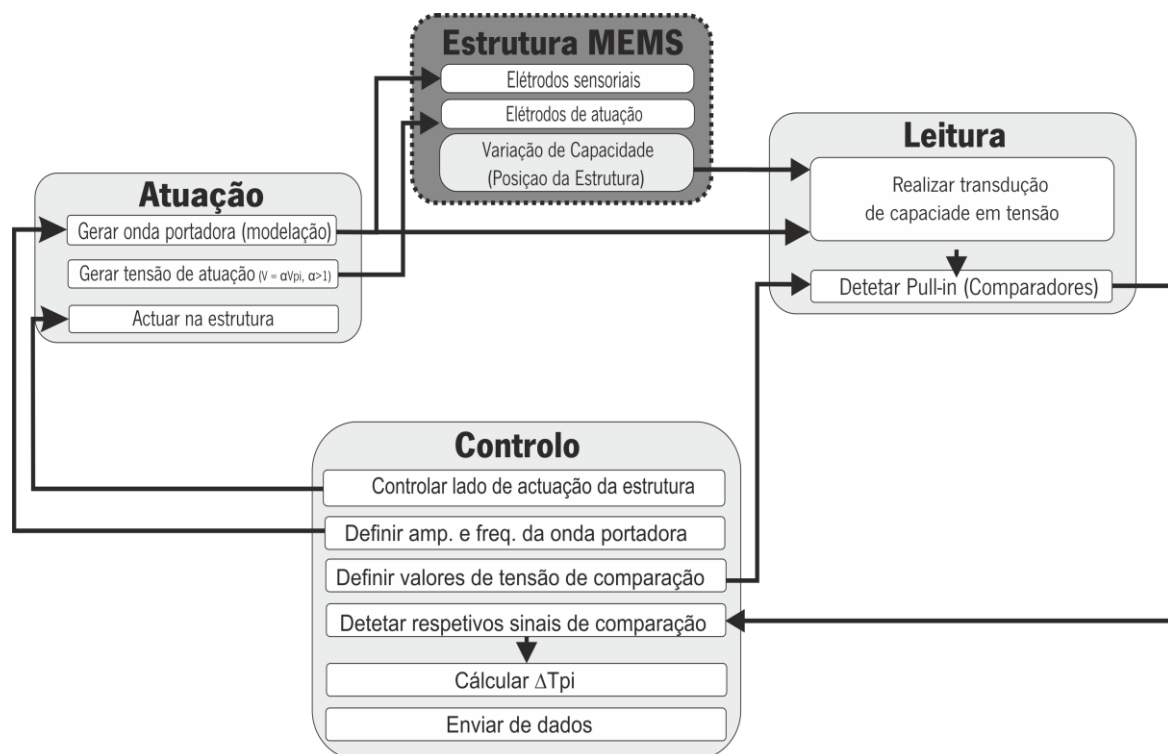


Figura 16 – Subsistemas e funcionalidades do sistema de medição

O subsistema de atuação é responsável por gerar a tensão de atuação fazendo-a chegar aos elétrodos atuadores garantindo a oscilação da massa inercial com base no sinal de controlo recebido pelo controlador. A onda portadora a ser aplicada nos elétrodos sensoriais, necessária ao processo de leitura da sua posição, é gerada também neste subsistema mediante os parâmetros definidos no subsistema de controlo.

O subsistema de leitura tem como finalidade a deteção do *pull-in* do acelerómetro MEMS. De modo a cumprir esse objetivo, é necessário realizar a leitura da posição da massa inercial, e comparar esse sinal com duas posições de referência: positiva e negativa, indicando assim o respetivo fenómeno de *pull-in*. Durante esse processo, dado que o sinal à saída da estrutura corresponde a uma variação de capacidade torna-se necessário realizar a transdução desse sinal numa tensão elétrica. Os sinais que indicam o evento de *pull-in* são posteriormente enviados ao controlador do sistema.

O controlador tem como objetivo o controlo dos subsistemas de leitura e atuação assim como o cálculo da diferença de tempos de *pull-in* e envio de dados. A partir deste subsistema são definidos os valores de referência a serem utilizados pelo sistema de leitura para comparação com o sinal à saída da estrutura e assim determinar o *pull-in* e o tempo associado. O controlador interliga ainda com o subsistema de atuação e define os parâmetros: amplitude e frequência, necessários à geração da onda portadora. Além disso, determina o lado da estrutura para aplicação da tensão de atuação com base no evento de *pull-in* previamente ocorrido. Por fim, de forma a analisar e processar os valores dos tempos determinados, é realizado o envio desses dados.

### **3.2 Sistema de aquisição e análise**

Para que seja possível uma observação e processamento dos dados provenientes do sensor, torna-se necessário definir o sistema de aquisição e análise. De forma a comparar o sinal proveniente do dispositivo de medição de BCG com um sinal de referência, considerou-se a integração de um dispositivo que garantisse a aquisição do sinal de ECG a partir deste sistema. A medição sincronizada entre estes dois dispositivos aponta ainda para a recolha de um conjunto mais alargado de informações que, em concordância com o estado da arte, determinam eventos no comportamento cardíaco.

Deste modo, foram destacadas algumas tarefas gerais que este sistema deverá desempenhar que podem ser representadas na Figura 17.



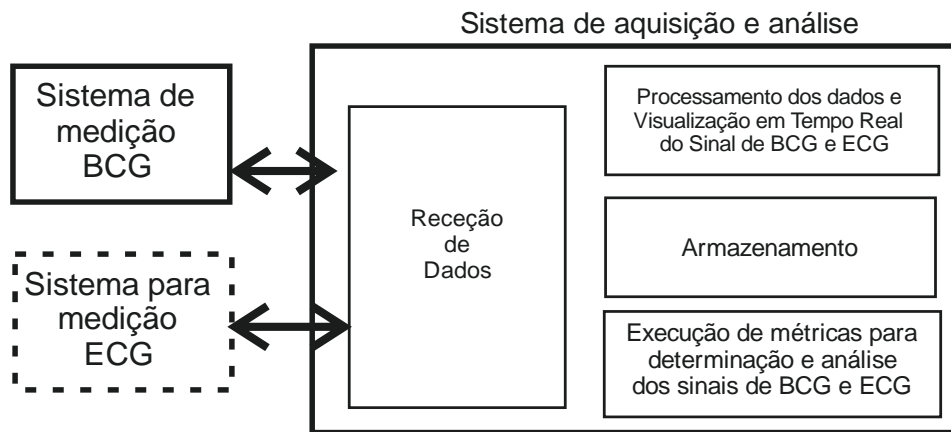


Figura 17 - Funcionalidades gerais do sistema de medição e análise

De acordo com o diagrama apresentado, pretende-se que ambos os sistemas de medição estabeleçam uma comunicação com o sistema de aquisição realizando a leitura e armazenamento dos dados.

Para que seja possível a observação instantânea do sinal de BCG e ECG adquiridos, torna-se necessário o processamento dos dados recebidos e visualização em tempo real do sinal. O armazenamento dos dados no seu formato original torna-se um requisito para que posteriormente seja possível a realização de uma análise mais cuidada e em maior detalhe ao sinal adquirido.

De forma a avaliar a qualidade do sinal adquirido pelo sistema de medição, pretende-se a implementação de métricas para análise dos sinais de BCG e ECG que permitam determinar informações sobre o comportamento cardíaco e assim investigar a aplicabilidade desde sensor de BCG em análises clínicas. Pela análise do estado da arte é possível destacar o conjunto de métricas conseguidas individualmente pelos dois sistemas ou ainda pela integração de ambos. O diagrama apresentado na Figura 18 indica as métricas que o sistema deve ser capaz de determinar através do sistema de aquisição e análise.

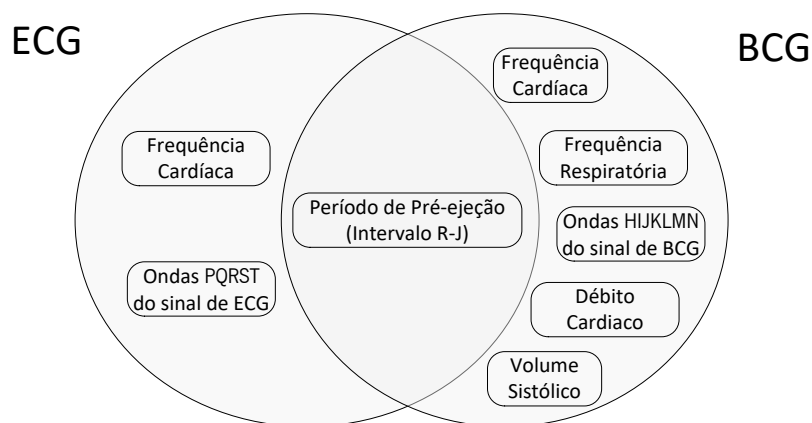


Figura 18 - Conjunto de métricas determináveis a partir dos sinais de ECG e BCG



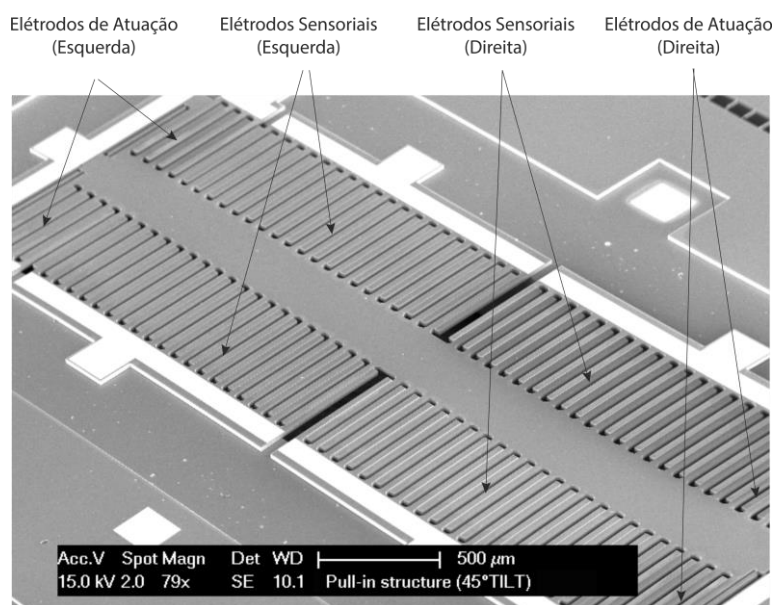
## 4. DESENVOLVIMENTO DOS SISTEMAS

Neste capítulo apresentam-se as tarefas realizadas para o desenvolvimento dos sistemas de medição e aquisição de BCG. No que diz respeito à implementação do sistema de medição da aceleração, são apresentados os elementos de *hardware* que garantem a funcionalidade do sistema e a criação de um dispositivo para medição de BCG, assim como o *software* que integra o controlador.

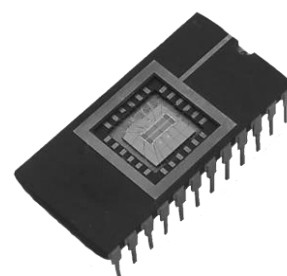
Relativamente ao sistema de aquisição e análise é apresentado todo o procedimento para a leitura dos dados provenientes do sensor de BCG e integração do sistema de ECG, assim como para o desenvolvimento de métricas de análise a partir dos sinais adquiridos dos sistemas.

### 4.1 Estrutura MEMS

A estrutura MEMS utilizada corresponde a uma microestrutura capacitiva fabricada através do processo comercial SOIMUMPs. A Figura 19 (a) apresenta uma imagem microscópica das estruturas usadas neste trabalho.



a)



b)

Figura 19 - a) Imagem microscópica das estruturas MEMS utilizadas; b) Encapsulamento da estrutura MEMS (package DIP-24)

Como pode ser visualizado na figura, a estrutura é constituída por uma massa central simétrica e está suspensa por quatro molas. Podem ainda ser denotados os elementos sensores e atuadores correspondentes aos eléttodos sensoriais e eléttodos de atuação previamente referenciados.

Para que possa ser integrada no nosso sistema, a estrutura MEMS encontra-se encapsulada num package DIP-24, tal como pode ser observado na Figura 19 (b).

## 4.2 Desenvolvimento de *Hardware*

Pela análise do estado da arte realizada no segundo capítulo, foi possível verificar que características como a portabilidade e dimensões de um sistema de medição de BCG são importantes para que se consiga um dispositivo de fácil utilização e incorporação com outros sistemas de análise clínica, e que seja prático para a realização de medições de longa ou curta duração.

Pela análise dos dispositivos apresentados no estado da arte, definiu-se que o tamanho do dispositivo a desenvolver deveria ser pequeno, convencionando-se que este deveria ter um tamanho superior a 3.5 cm X 3.5 cm X 3.5 cm (comprimento X largura X altura).

Outro objetivo a ter em conta seria a implementação de um sistema que possuísse alguma modularidade, permitindo que futuras melhorias no desenvolvimento de uma determinada parte do sistema garantisse o aproveitamento das restantes. Assim, de forma a respeitar esse requisito, projetou-se a distribuição do sistema por 3 planos, tal como representado na Figura 20.

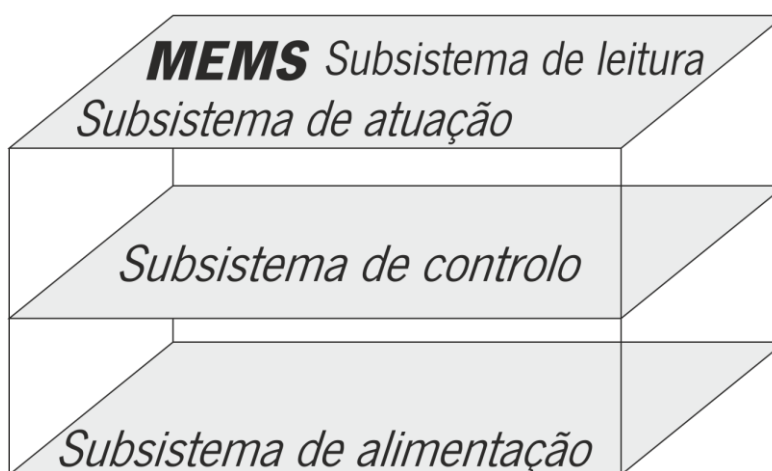


Figura 20 - Representação da distribuição dos subsistemas que constituem o dispositivo

#### 4.2.1 Subsistema de Atuação

O subsistema de atuação pode ser representado pelo esquema da Figura 21.

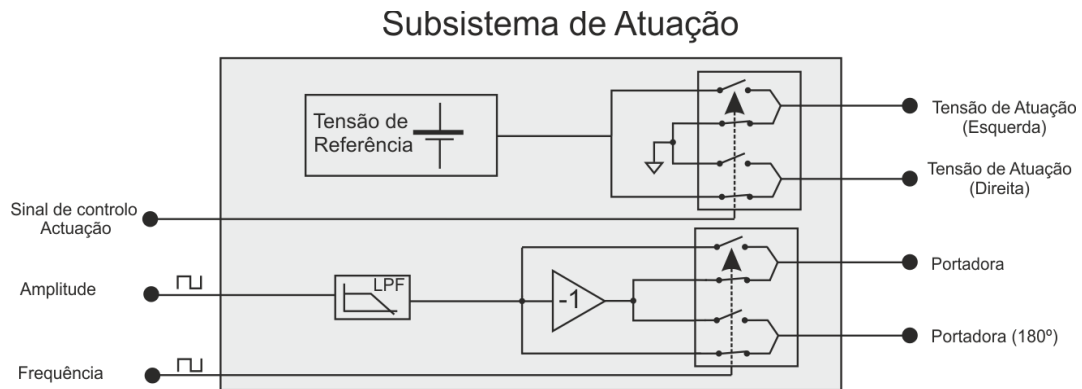


Figura 21 - Representação do hardware do Subsistema de Atuação

Para estabelecer a tensão a ser aplicada nos elétrodos atuadores foi necessária a escolha de um regulador linear de tensão. Este deveria apresentar um valor de ruído bastante reduzido, e boa estabilidade, de forma a manter o mesmo valor de tensão de atuação aplicada para ambos os lados da estrutura. O regulador de tensão de precisão escolhido foi o LT3042 da *Linear Technology*[29].

A permutação da tensão de atuação entre os elétrodos atuadores da estrutura é conseguida por meio de interruptores. O componente utilizado é o AD1634 da *Analog Devices* que se destaca pelo baixo tempo de comutação (127ns) quando operado em *single-supply*[30].

O esquemático que representa as ligações entre estes componentes é apresentado na Figura 22.

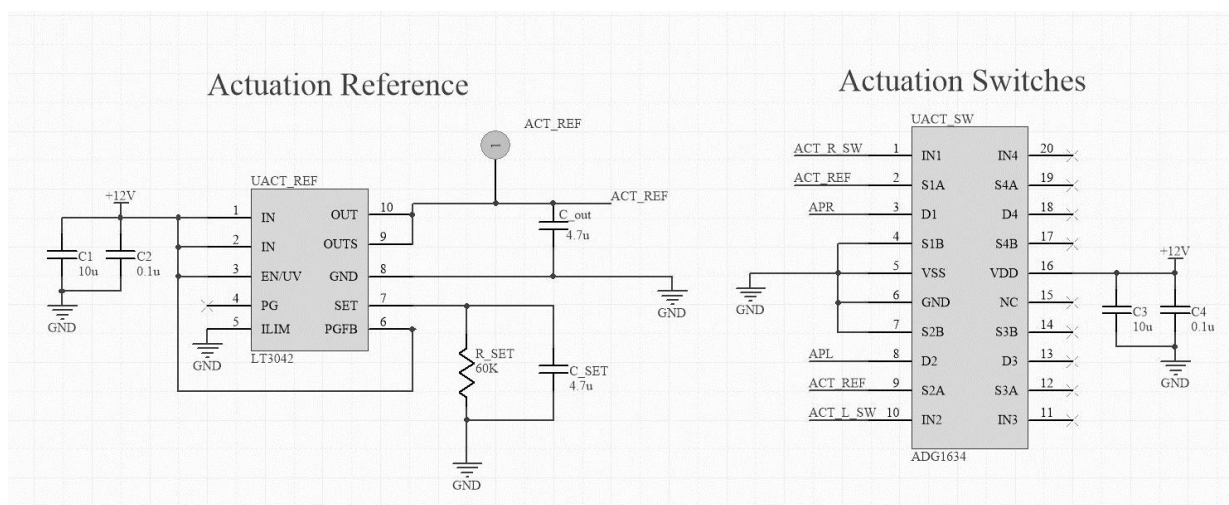


Figura 22 - Esquemático da configuração da referencia e interruptores de atuação

A geração da onda portadora a ser aplicada nos elétrodos sensoriais da estrutura, é também uma funcionalidade deste subsistema. A geração desta onda é realizada a partir da comutação de duas tensões simétricas obtidas por uma onda PWM através de um filtro passa baixo RC e um inversor. O interruptor escolhido para a comutação é o MAX4564 que apresenta um tempo de comutação típico de 50ns quando operado em modo *dual-supply*[31].

O esquemático global relativo ao subsistema de atuação e que menciona as ligações entre todos os componentes encontra-se no ANEXO A.

#### 4.2.2 Subsistema de Leitura

A Figura 23 mostra o esquema de *hardware* utilizado no subsistema de leitura.

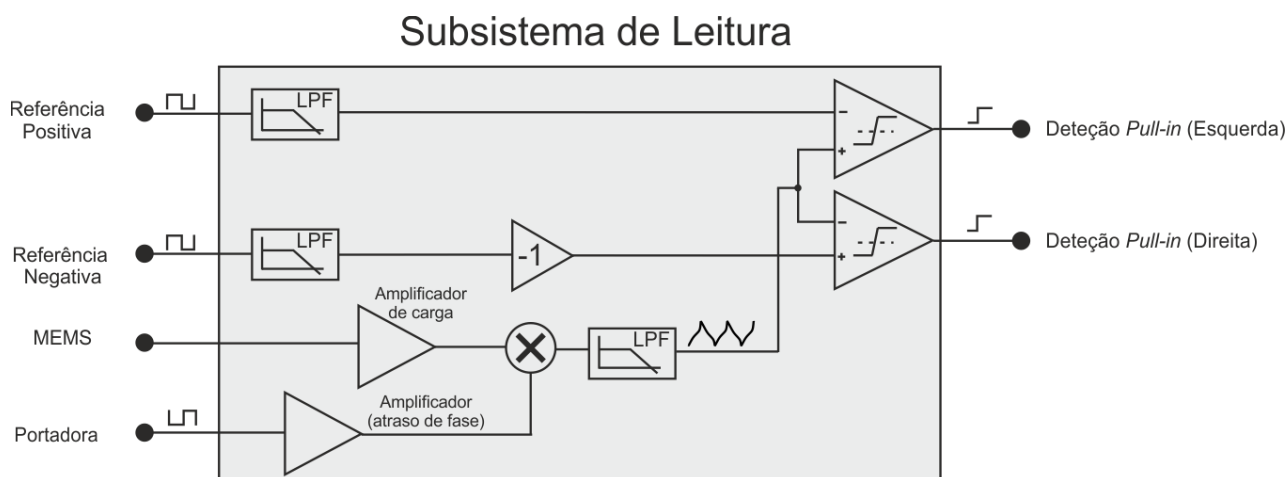


Figura 23 - Representação do hardware do subsistema de leitura

Tal como descrito na análise do sistema, o deslocamento da massa inercial relaciona-se com a variação da capacidade medida à saída da estrutura. A transdução dessa variação de capacidade numa variação de sinal elétrico é conseguida através da aplicação de um amplificador de carga. Posto isto, na especificação deste componente é necessário ter em conta fatores como baixa densidade de ruído e um valor de largura de banda que permita a resposta em frequência (1MHz) à modulação realizada a partir dos elétrodos sensoriais. Dadas estas características, o amplificador selecionado é o LME49710 da *Texas Instruments*[32].

A desmodulação do sinal é realizada através da multiplicação do sinal modulado proveniente do amplificador de carga com o sinal da portadora aplicada nos elétrodos sensoriais. O multiplicador

escolhido foi o AD835 da *Analog Devices*[33]. Através da filtragem da componente de alta frequência proveniente da saída do multiplicador é possível obter o sinal analógico de tensão correspondente à variação do deslocamento da estrutura. Este procedimento foi realizado através da implementação de um filtro ativo de *Sallen Key* de quarta ordem através de dois amplificadores operacionais AD8022 da *Analog Devices*[34].

A detecção do *pull-in* da estrutura é realizado a partir da comparação do sinal proveniente do filtro ativo, com o valor de tensão de duas referências - positiva e negativa (Figura 23). O IC selecionado para a implementação da comparação desses sinais foi o LT1715 da *Linear Technology* que apresenta um baixo tempo de propagação (4ns)[35]. Além disso, a saída resultante da comparação é em lógica TTL o que adequa a sua ligação com o controlador do sistema. A Figura 24 apresenta uma parte do esquemático relativo a este subsistema indicando a configuração do comparador.

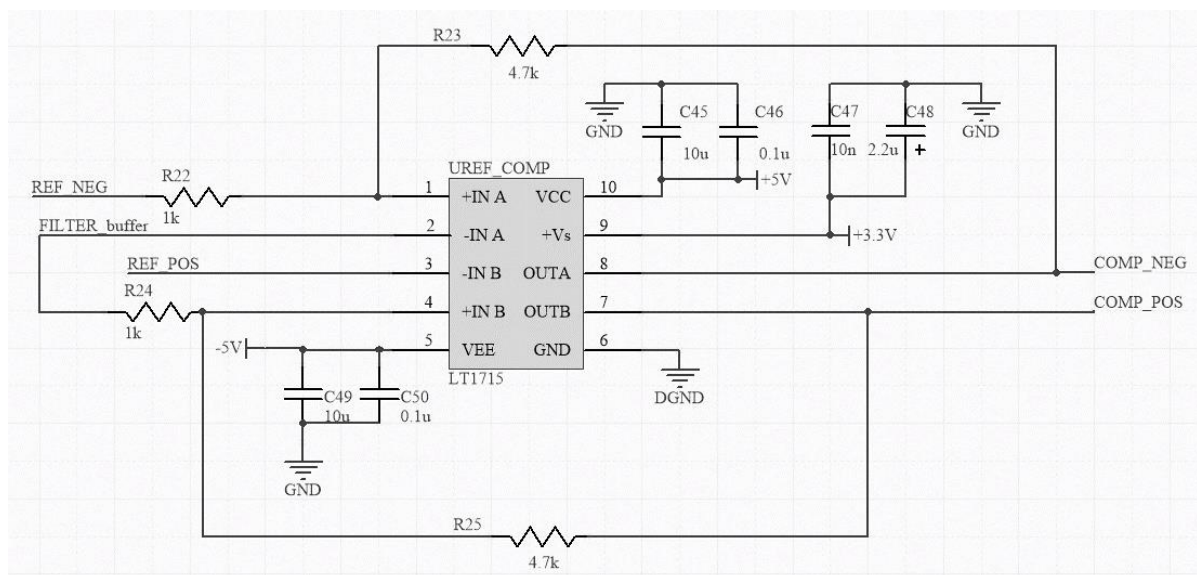
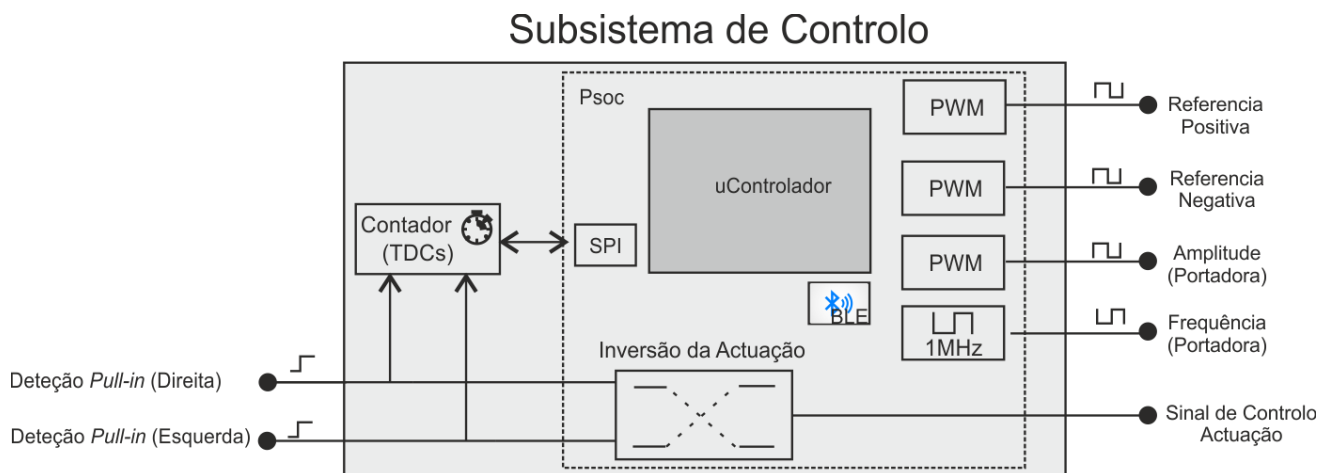


Figura 24 - Esquemático da configuração do comparador LT1715 utilizado no subsistema

O esquemático global relativo ao subsistema de leitura implementado encontra-se no Anexo A.

#### 4.2.3 Subsistema de Controlo

A Figura 25 apresenta um esquemático do subsistema de controlo implementado.



*Figura 25 - Representação do hardware do subsistema de controlo*

Tal como foi visto anteriormente, o procedimento para a determinação da aceleração é realizado com base na determinação (da diferença) dos tempos de *pull-in*. Assim, através do aumento da resolução na medição desses tempos, é conseguida uma maior resolução na medição do valor da aceleração. Tendo em conta esse objetivo, foram introduzidos neste sistema dois contadores de elevada resolução, mais propriamente dois conversores de tempo digital (TDC). O dispositivo seleccionado foi o TDC7200 da *Texas Instruments*[36]. Este componente utiliza algoritmos de calibração e compensação interna permitindo alcançar uma resolução de 55 ps, com um desvio padrão de 35 ps. A comunicação com este dispositivo é realizada através do protocolo de comunicação SPI. A Figura 26 apresenta o esquemático referente às ligações dos TDC neste subsistema.

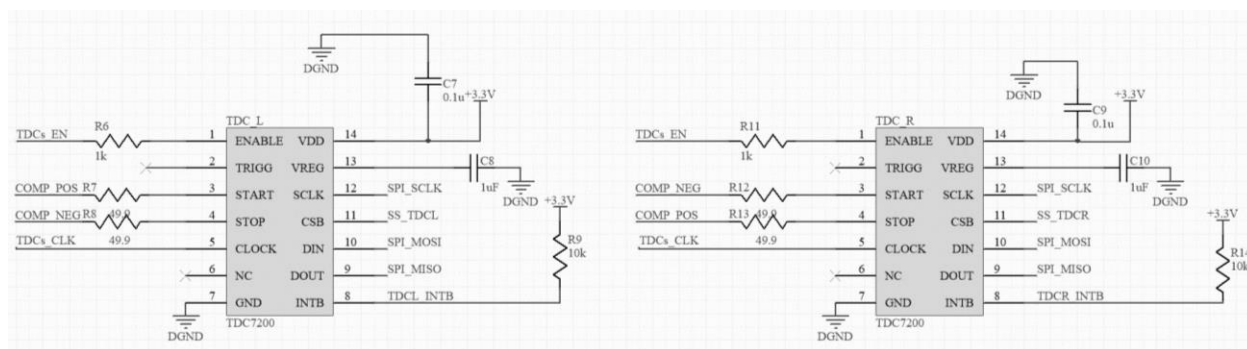


Figura 26 - Esquemático das configurações dos TDCs integrados no subsistema

É possível constatar pelo esquema que os sinais provenientes dos comparadores (circuito de leitura) estão ligados às entradas START e STOP dos TDCs, mas de forma contrárias. Deste modo, é



possível a determinação dos tempos de *pull-in* para ambas as direções de movimento da estrutura MEMS. Após determinação desse tempo, é ativado sinal de interrupção do respectivo TDC indicando ao controlador a disponibilidade dos dados.

No centro de todo o sistema está o controlador que é responsável pelo controlo dos subsistemas de leitura e atuação, leitura dos dados dos TDCs, e pelo processamento e envio de dados. Uma vez que o sistema que se pretende desenvolver tem dimensões reduzidas, é importante ter em atenção a escolha de um controlador de dimensões reduzidas, baixo consumo energético e que permita o envio de dados sem fios. Assim, através da análise de alguns controladores existentes no mercado, o controlador selecionado foi o CYBLE-014008-00 que implementa um *Programmable System-on-Chip* (PSoC) da Cypress[37] (Figura 27).

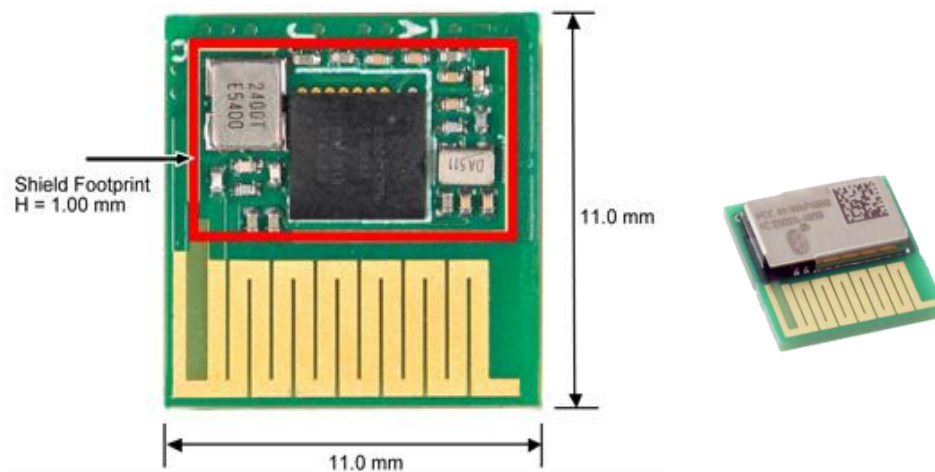


Figura 27 –PSoc CYBLE-014008-00 (Cypress)

Este sistema inclui num único *chip* um processador ARM® Cortex®-M0 de 32 bits que opera a uma frequência de 48 MHz. Este PSoc admite um conjunto de 25 pinos configuráveis como entrada/saída, um módulo Bluetooth 4.1 (BLE – *Bluetooth Low Energy*), e ainda blocos de *hardware* analógicos e digitais programáveis. O chip destaca-se ainda pelas suas dimensões 11.0 mm x 11.0 mm x 1.80 mm tornando a sua escolha bastante oportuna para integrar neste sistema. A Figura 28 mostra o esquemático referente à integração do controlador no sistema.

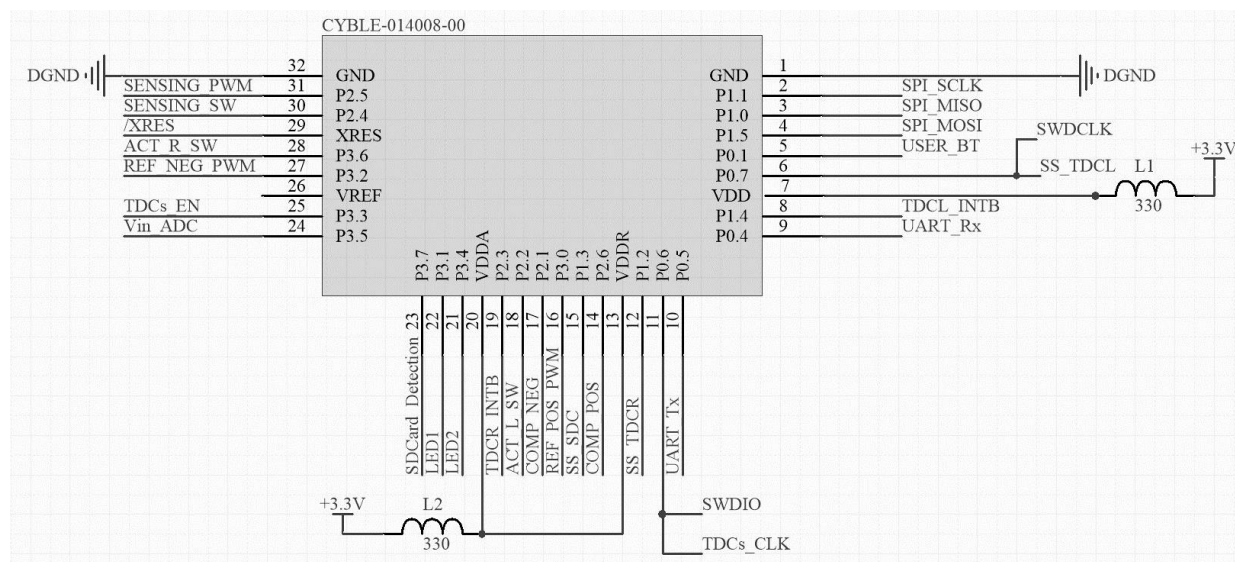


Figura 28 - Esquemático da integração do PSoC no subsistema de controle

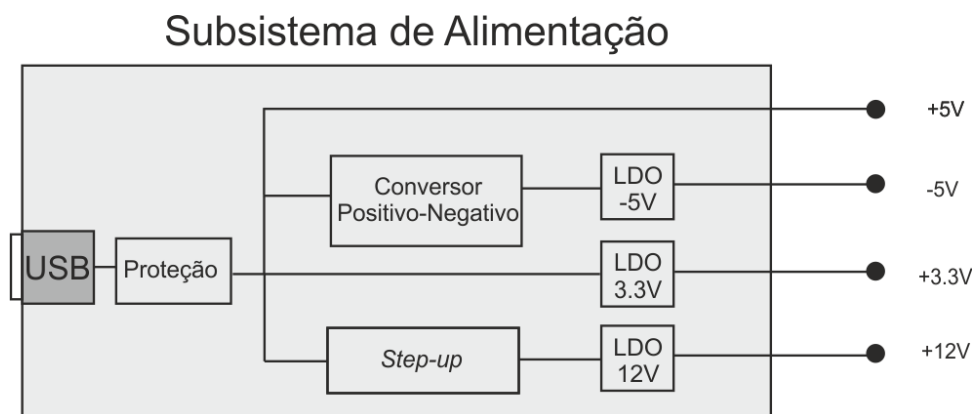
A partir do esquemático apresentado na Figura 28 é possível destacar os pinos dedicados à geração dos PWMs e dos sinais de controle, necessários aos subsistemas de leitura e atuação.

Na eventual necessidade de uma recolha de dados para sessões de maior duração, foi acrescentado ao sistema uma ranhura para leitura de cartões SD. A adição deste elemento visa possibilitar o armazenamento de dados sem necessidade de um sistema de aquisição adicional, permitindo uma posterior recolha dos dados adquiridos.

Além disso, foi ainda integrado no sistema LEDs, botões, e um conversor serie-USB (FTDI) possibilitando o uso de comunicações com e sem fio e *debug* do sistema. O esquema relativo ao subsistema de controlo pode ser encontrado no Anexo B.

#### 4.2.4 Subsistema de Alimentação

Este subsistema é responsável pelo estabelecimento de toda a alimentação necessária aos componentes que integram o sistema. A Figura 29 mostra em esquema simplista o *hardware* e as ligações que compõem este subsistema de alimentação.





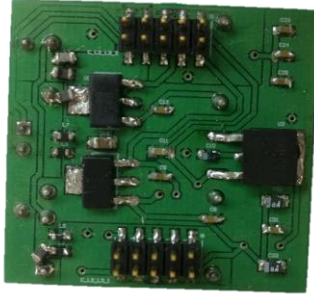
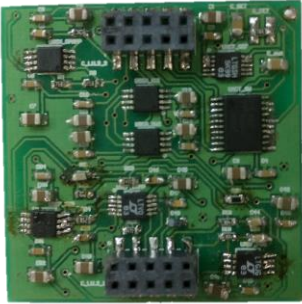
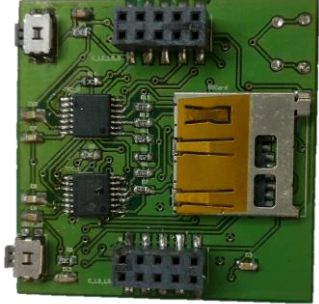
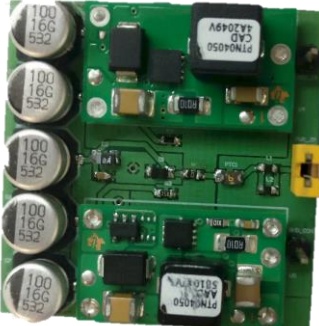
*Figura 29 - Representação do hardware do subsistema de alimentação*

De forma a garantir uma maior portabilidade do dispositivo determinou-se que seria alimentado externamente a partir de uma conexão USB. De forma a gerar os diferentes valores de tensões necessários para os componentes do sistema foram integrados sistemas de *step-up* (PTN04050C, *Texas Instruments* [38]), de conversão positiva-negativa (PTN04050A, *Texas Instruments*[39]), assim como reguladores de tensão (LDO) (UA78M33[40], UA79M05[41], LM2937-12[42], *Texas Instruments*). O esquemático referente a este subsistema encontra-se no Anexo C.

#### 4.2.5 Dispositivo para medição de BCG

A Tabela 4 apresenta um conjunto de figuras relativas às várias partes do dispositivo desenvolvido onde são apresentadas as diferentes PCBs fabricadas nos diferentes lados do plano.

*Tabela 4 – Placas de PCB que constituem o sistema de BCG*

	Plano 1	Plano 2	Plano 3
TOP			
BOTTOM			

A Figura 30 mostra o sistema assembled, na sua configuração final.



*Figura 30 - Dispositivo de medição de BCG (configuração final)*

Como pode ser observado, foi possível a criação de um dispositivo compacto e modular cujas dimensões estão de acordo com as desejadas.

### 4.3 Desenvolvimento do *Firmware* para o Microcontrolador

O *firmware* para o microcontrolador foi desenvolvido em linguagem C no ambiente de desenvolvimento (IDE) *PSoc Creator* da *Cypress*, e pode ser representado pelo diagrama de fluxo ilustrado na Figura 31.

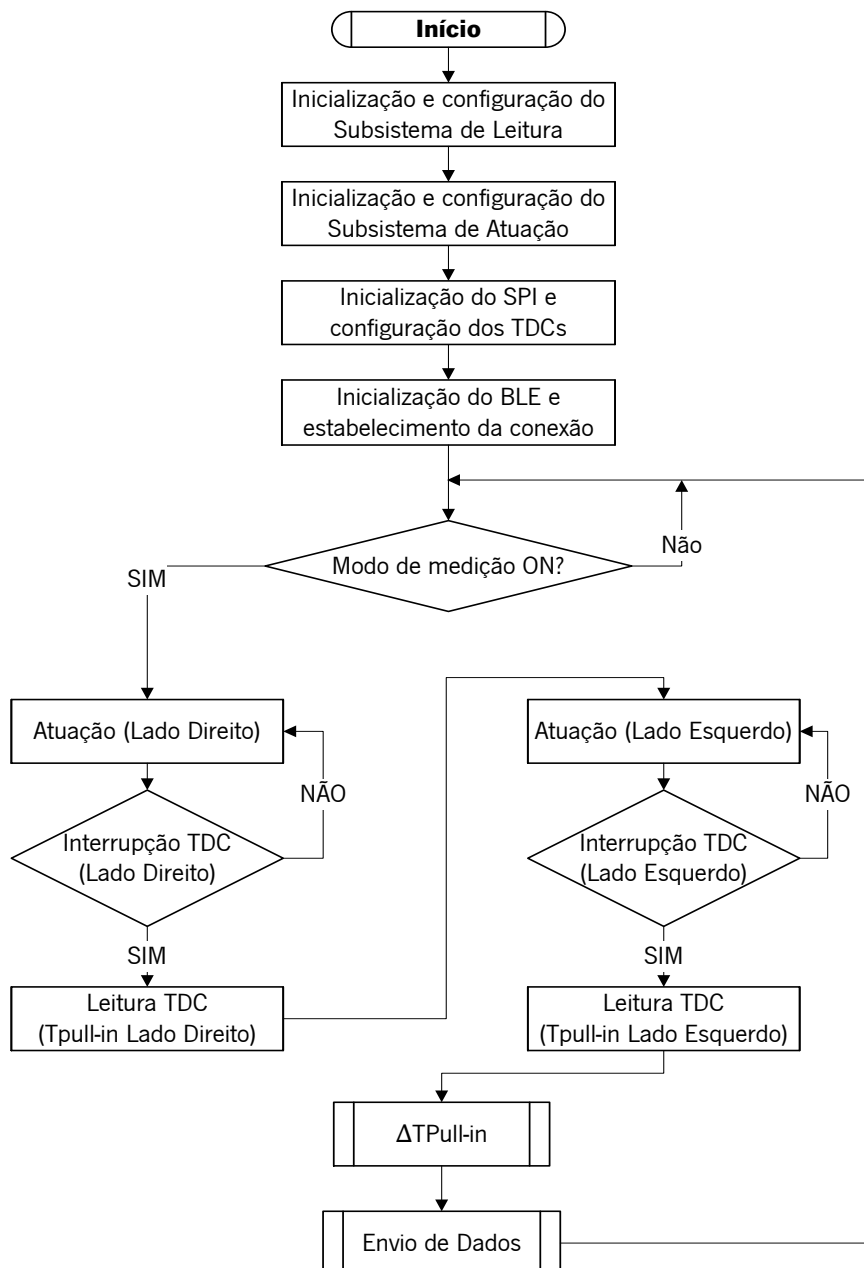


Figura 31 - Diagrama de fluxo do firmware implementado para o Microcontrolador

De acordo com o ciclo de programa referente ao microcontrolador, são inicializados os componentes relativos aos subsistemas de atuação e de leitura. Esta fase compreende a inicialização dos blocos alusivos à detecção dos sinais dos comparadores e controlo de atuação assim como a

configuração dos blocos de PWM para configuração da portadora e que determinam o valor das tensões de referência necessárias ao subsistema de comparação. Posteriormente, é realizada a inicialização do bloco SPI e consequentemente configuração dos TDCs para detecção dos sinais provenientes dos comparadores e medição dos tempos. Com o intuito de realizar uma troca de dados sem fios é inicializado o BLE onde é definido o perfil do dispositivo bem como os serviços e características para a comunicação. Terminadas as configurações, são habilitadas as interrupções do sistema e este aguarda o comando para a execução do processo de medição (mensagem recebida por BLE para início de funcionamento).

Estando estabelecida a conexão com o sistema de aquisição e recebido o comando para o procedimento de medições, este é iniciado. A determinação da diferença de tempos é realizada com base na atuação, detecção do sinal da interrupção do TDC correspondente (indicando a antecedente ocorrência de *pull-in* e disponibilidade do tempo medido), e efetiva leitura do valor medido. Após determinação dos tempos de *pull-in* para ambos os lados é calculada a diferença e os dados são enviados.

## **4.4 Desenvolvimento do sistema de aquisição e análise**

### **4.4.1 Sistema para medição de ECG (NI9234)**

Uma vez que o sinal de ECG é apenas usado para referência, a aquisição do sinal de ECG foi efetuada através do modulo NI9234 da *National Instruments*[43], apresentado na Figura 32. Este módulo possui 4 canais e permite a aquisição de sinais analógicos numa gama de valores de  $\pm 5$  V. A taxa de amostragem máxima do mesmo é de 51200 amostras por segundo, com uma resolução de 24 bits. Tendo em conta que as características típicas do estímulo elétrico cardíaco apresentado num sinal de ECG exibe uma amplitude máxima de 1 mV e está compreendido numa gama de frequências de [0.1 Hz-35 Hz], este modulo possui as especificações adequadas para a medição do sinal de ECG.



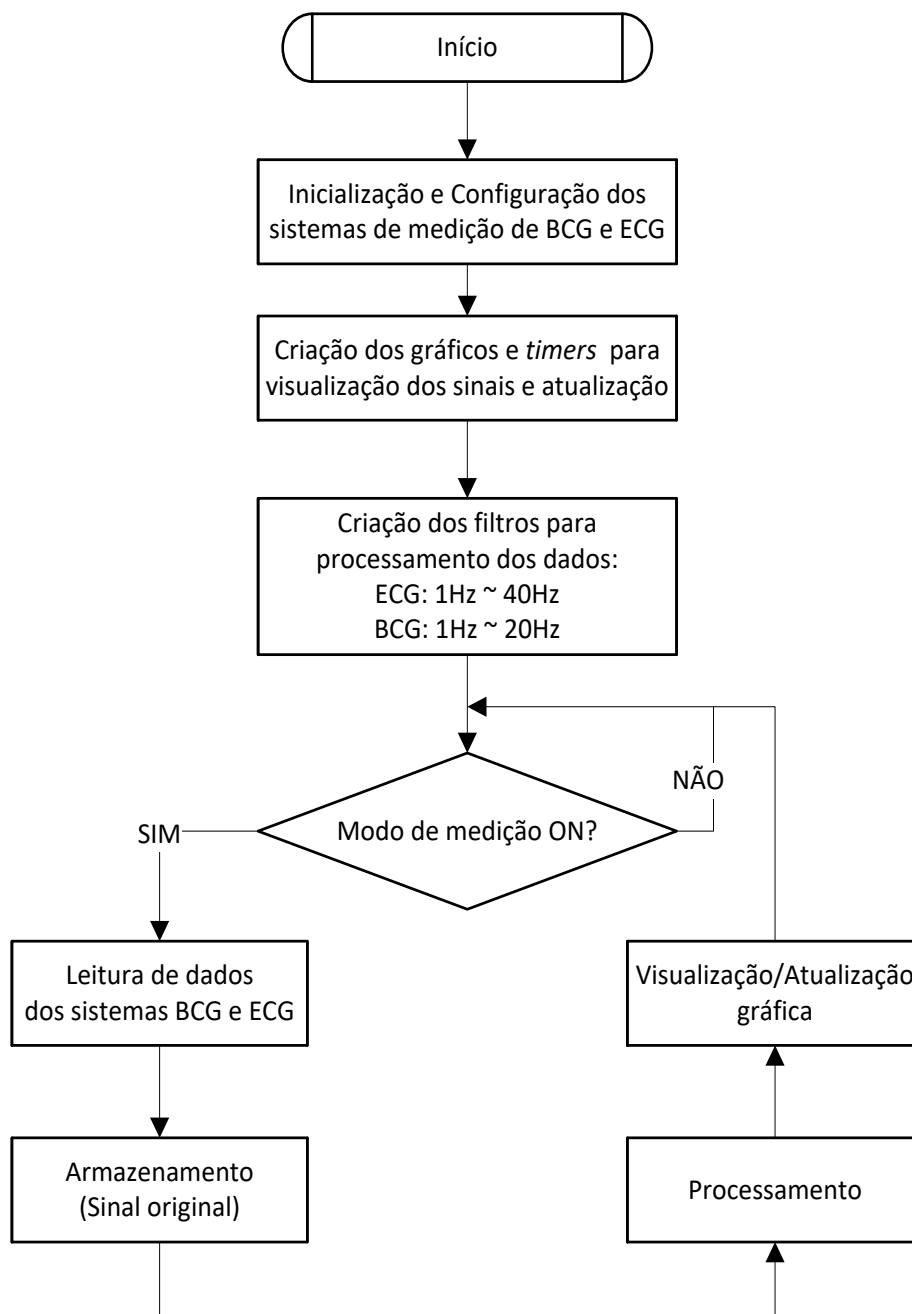
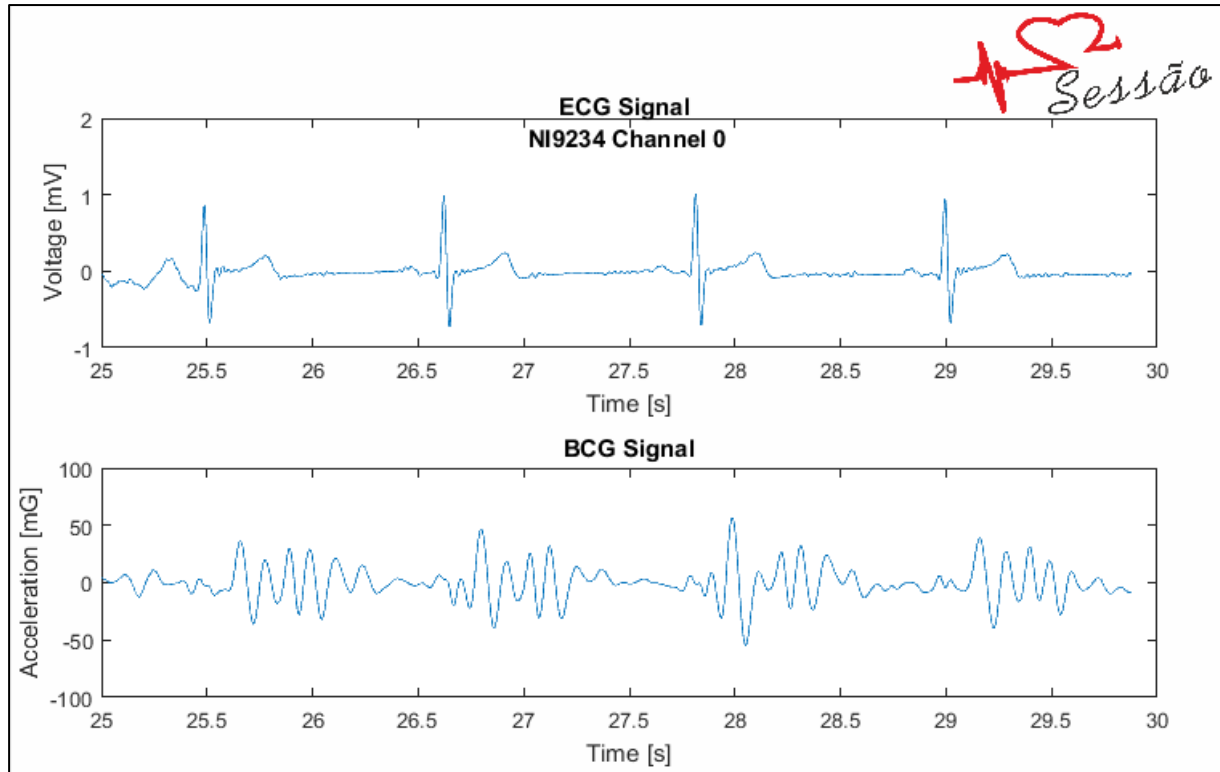


Figura 33 - Diagrama de Fluxo do software implementado no sistema de aquisição



Na Figura 34 podemos observar a visualização gráfica de uma medição em tempo real dos sinais de BCG e ECG tal como disponibilizados pelo sistema de aquisição, possibilitando uma análise imediata dos dois sinais.



*Figura 34 - Interface gráfica para visualização dos sinais de ECG e BCG em simultâneo*

#### 4.4.3 Desenvolvimento do software para determinação de métricas (BCG e ECG)

De acordo com a análise efetuada no capítulo 3, foram seleccionadas algumas métricas relativas aos sinais de BCG e ECG com o intuito de recolher informação sobre o comportamento cardíaco. Com base no estudo realizado em [17] foram implementados algoritmos para o cálculo dessas métricas. O esquema apresentado na Figura 35 mostra o conjunto de métricas usadas e o procedimento realizado para o cálculo das mesmas.

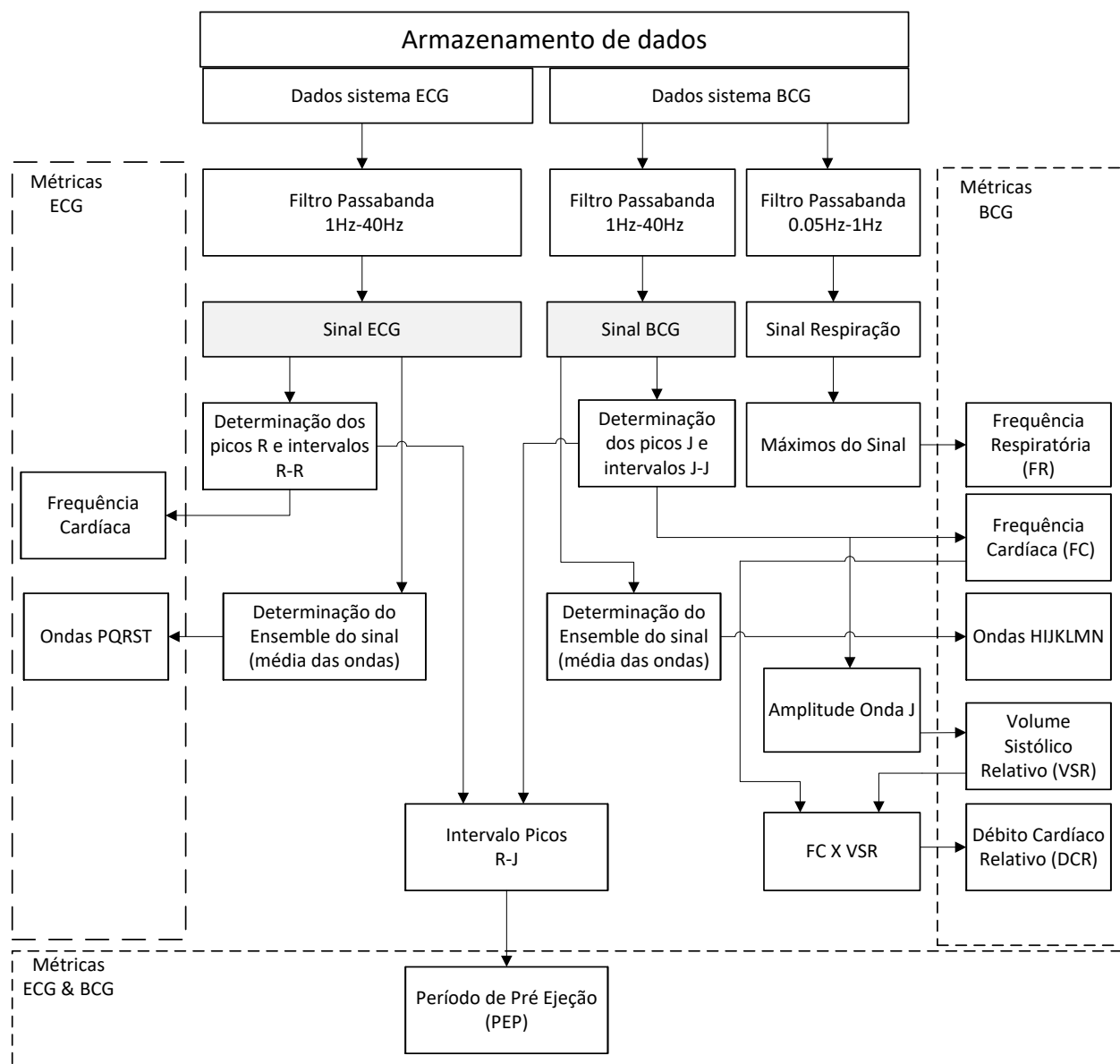


Figura 35 - Esquema das métricas determinadas a partir dos sinais de BCG e ECG e respectivos procedimentos

Todo o conjunto dos algoritmos foi desenvolvido a partir do *software* MATLAB e o processamento referente à implementação dos filtros foi realizada a partir da ferramenta *FDATools*.

No capítulo 6 é descrita uma sessão de um caso de estudo onde é realizada uma recolha de dados a um indivíduo através destes dispositivos. Posteriormente são analisados os dados envolvendo a aplicação destes algoritmos e a determinação das métricas referidas na Figura 35.

## 5. RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados obtidos no decorrer desta dissertação e divide-se em duas partes. Primeiramente é realizada a caracterização do sensor desenvolvido em termos de sensibilidade, estabilidade e ruído e largura de banda aprovando a capacidade de medição do mesmo relativamente às características típicas do sinal de BCG. De seguida é exposto um caso de estudo onde é realizada a aquisição dos sinais de ECG e BCG de um sujeito a partir do sistema desenvolvido e uma análise dos dados. A análise dos dados consiste na determinação das métricas mencionadas na fase de análise do sistema, que visam a determinação de eventos cardíacos.

### 5.1 Caracterização do Sensor de BCG

#### 5.1.1 Sensibilidade

Tendo em conta que a partir da inclinação da estrutura é possível variar a aceleração aplicada por meio da força gravítica, a sensibilidade do acelerómetro foi determinada medindo a diferença de tempos de *pull-in* para diferentes inclinações correspondentes a acelerações de  $\pm 0.1$  g. O resultado obtido está representado na Figura 36.

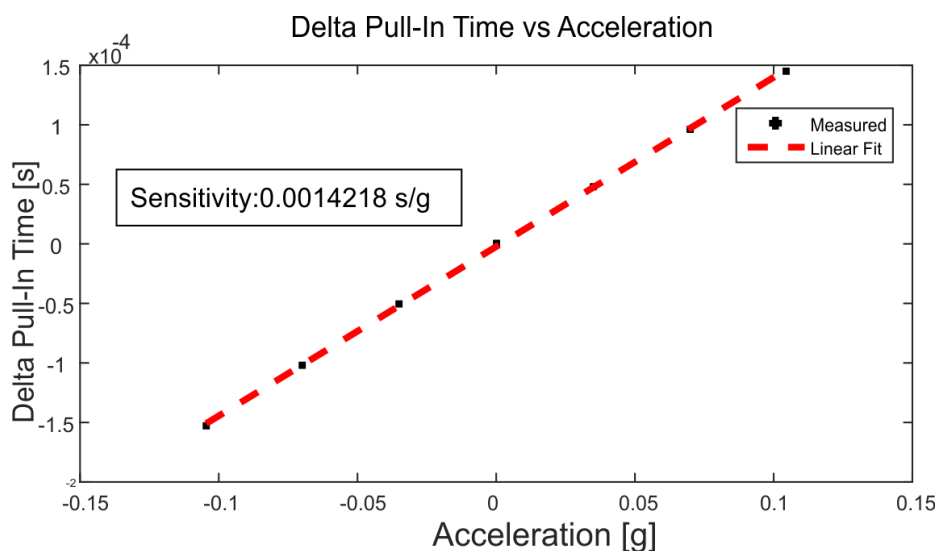


Figura 36 Resultado experimental para determinação da sensibilidade

Através da determinação do declive da reta que mais se ajusta ao conjunto de valores medidos é possível determinar que o sensor apresenta uma sensibilidade de 1.4218 ms/G.

### 5.1.2 Estabilidade e Ruído do Sistema

Para avaliação da estabilidade do sistema, este foi colocado numa posição de equilíbrio sobre uma plataforma anti vibrações e procedeu-se à medição da diferença de tempos de *pull-in* durante um período de 12 horas.

Com o intuito de estimar o ruído do sistema, foi realizada uma análise da densidade espectral de potencia de ruído ao conjunto de dados, assim como uma análise de variância de Allan (Figura 37).

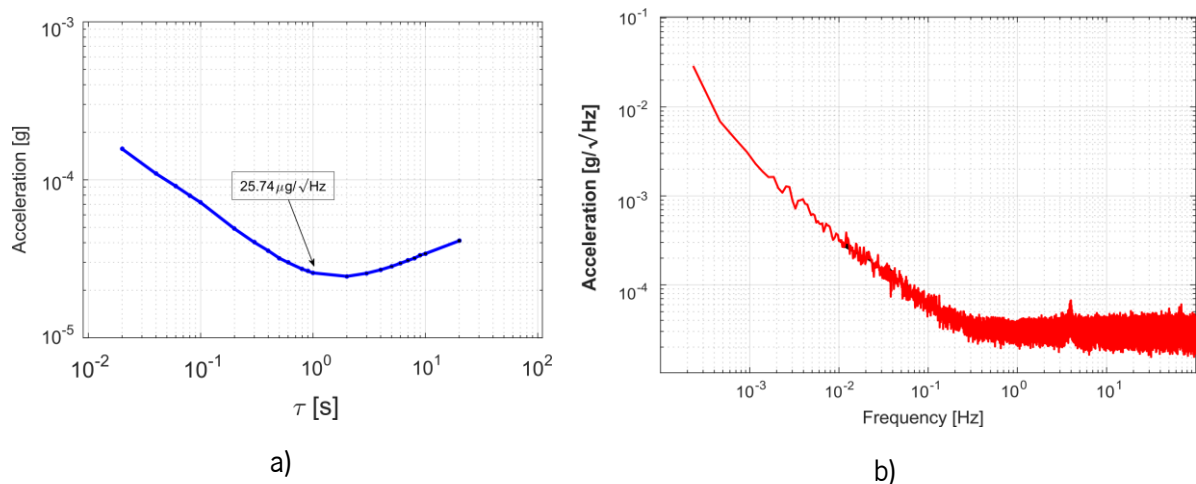


Figura 37 - Avaliação do ruído do sistema: a) Variância de Allan; b) Densidade espectral de potencia de ruído

A partir da análise dos gráficos é possível identificar uma densidade de ruído de 25.74  $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ . Este valor é ligeiramente superior ao valor teórico para o ruído termomecânico da estrutura MEMS ( $<10 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ ), pelo que se pode concluir que os circuitos eletrónicos de leitura e atuação introduzem um nível de ruído equivalente ao da estrutura MEMS. De qualquer maneira este nível de ruído é mais do que adequado para a medição de sinais de BCG.

### 5.1.3 Largura de banda

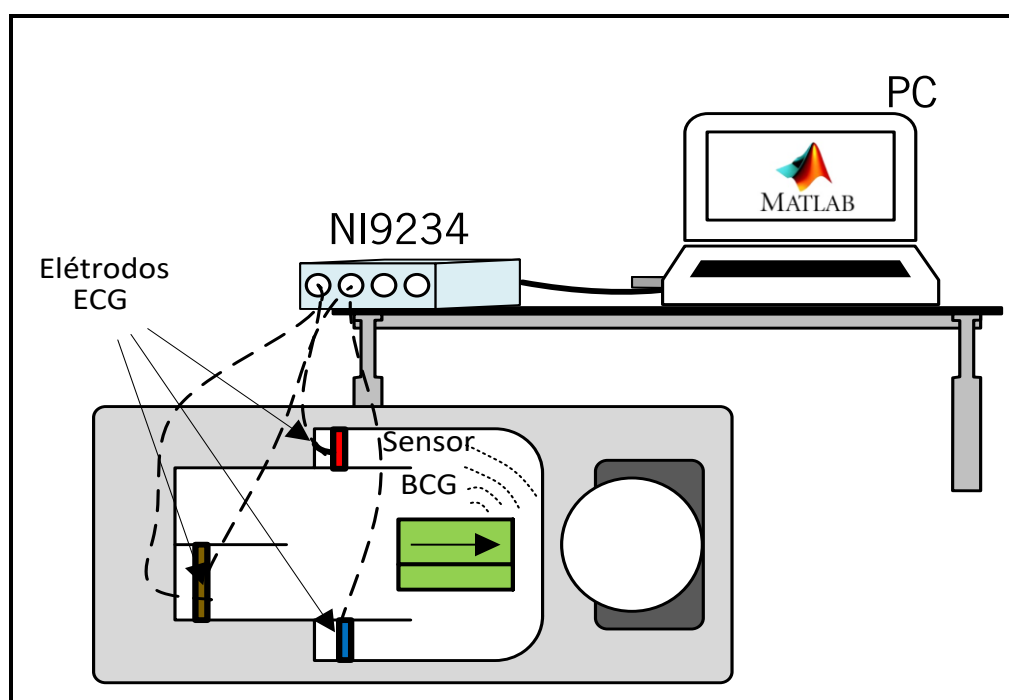
Tendo em conta o princípio de operação do acelerómetro MEMS baseado no tempo, a aceleração é determinada com base na determinação dos tempos de *pull-in*. Assim a frequência de amostragem é determinada com base na soma dos tempos de *pull-in* referentes ao lado esquerdo e direito. Deste modo, pelo teorema de Nyquist temos que a largura de banda do sensor é de 167 Hz (o dispositivo apresenta uma taxa de amostragem de 334 Hz).

## 5.2 Análise de Balistocardiografia (Caso de Estudo)

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos aquando da avaliação e validação da qualidade do sistema de medição de BCG desenvolvido e a capacidade de diagnóstico da técnica do BCG com base neste sensor. Desde modo, foi realizado um caso de estudo que compreendeu a aquisição dos sinais de BCG (através do dispositivo desenvolvido) e ECG (através do módulo NI9234). A partir dos dados recolhidos, foram aplicados os algoritmos de análise para determinação de métricas.

### 5.2.1 Metodologia para Aquisição de Sinais de BCG e ECG

A Figura 38 mostra o procedimento adotado para a medição dos sinais de BCG e ECG assim como o posicionamento do indivíduo e orientação dos sensores.



*Figura 38 - Representação ilustrativa da metodologia utilizada para medição de BCG e ECG*

De forma a adquirir um sinal de BCG mais vigoroso, e que permitisse identificar um maior número de singularidades da onda característica do BCG, o sujeito foi disposto em posição supina e o sensor de BCG desenvolvido foi colocado segundo a orientação indicada pela seta (sobreposta) na Figura 38. Esta orientação permite obter um sinal de maior qualidade dado que compreende a orientação da artéria aorta onde o fluxo sanguíneo é mais intenso traduzindo uma maior amplitude nos micromovimentos realizados pelo corpo em resposta ao pulso cardíaco. De modo a garantir a

portabilidade e flexibilidade do dispositivo de BCG, este foi alimentado a partir de uma bateria externa (*PowerBank*), e foi realizada a transmissão de dados por Bluetooth para o PC.

O sinal de ECG foi recolhido através da colocação de três elétrodos posicionados nos punhos e no tornozelo do sujeito. De forma a determinar três derivações para o sinal de ECG [44] considerou-se o potencial do elétrodo colocado no tornozelo como referência ao potencial dos elétrodos colocados nos pulsos. Assim, pela utilização de dois canais do sistema de aquisição (NI9234) configurados em modo diferencial, foram medidos os sinais de tensão entre o potencial de referência e os outros dois elétrodos. A determinação do sinal de ECG nas três derivações é conseguida pela determinação das diferenças de potencial entre os três elétrodos.

O PC realiza a leitura dos dados provenientes de ambos os sistemas de medição permitindo a visualização dos dados em tempo real e a aquisição dos valores para posterior análise.

### 5.2.2 Resultados Obtidos

A Figura 39 exibe um excerto das representações gráficas correspondentes ao sinal de ECG, medido através de dois canais do sistema de aquisição NI9234, e às acelerações adquiridas pelo dispositivo de medição de BCG desenvolvido.

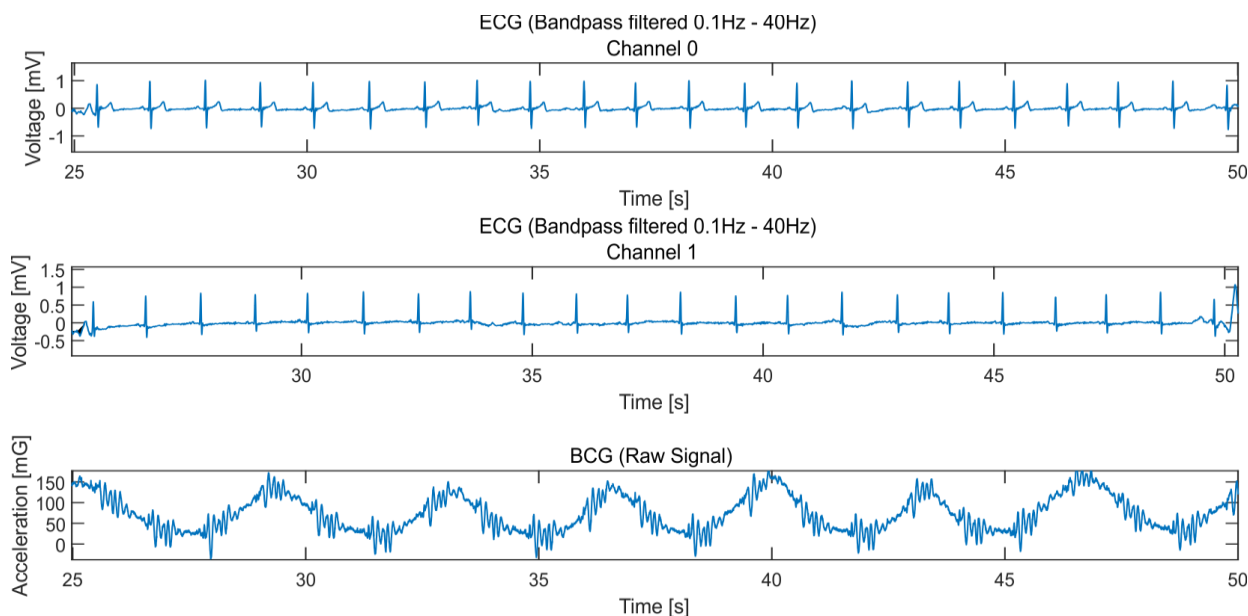
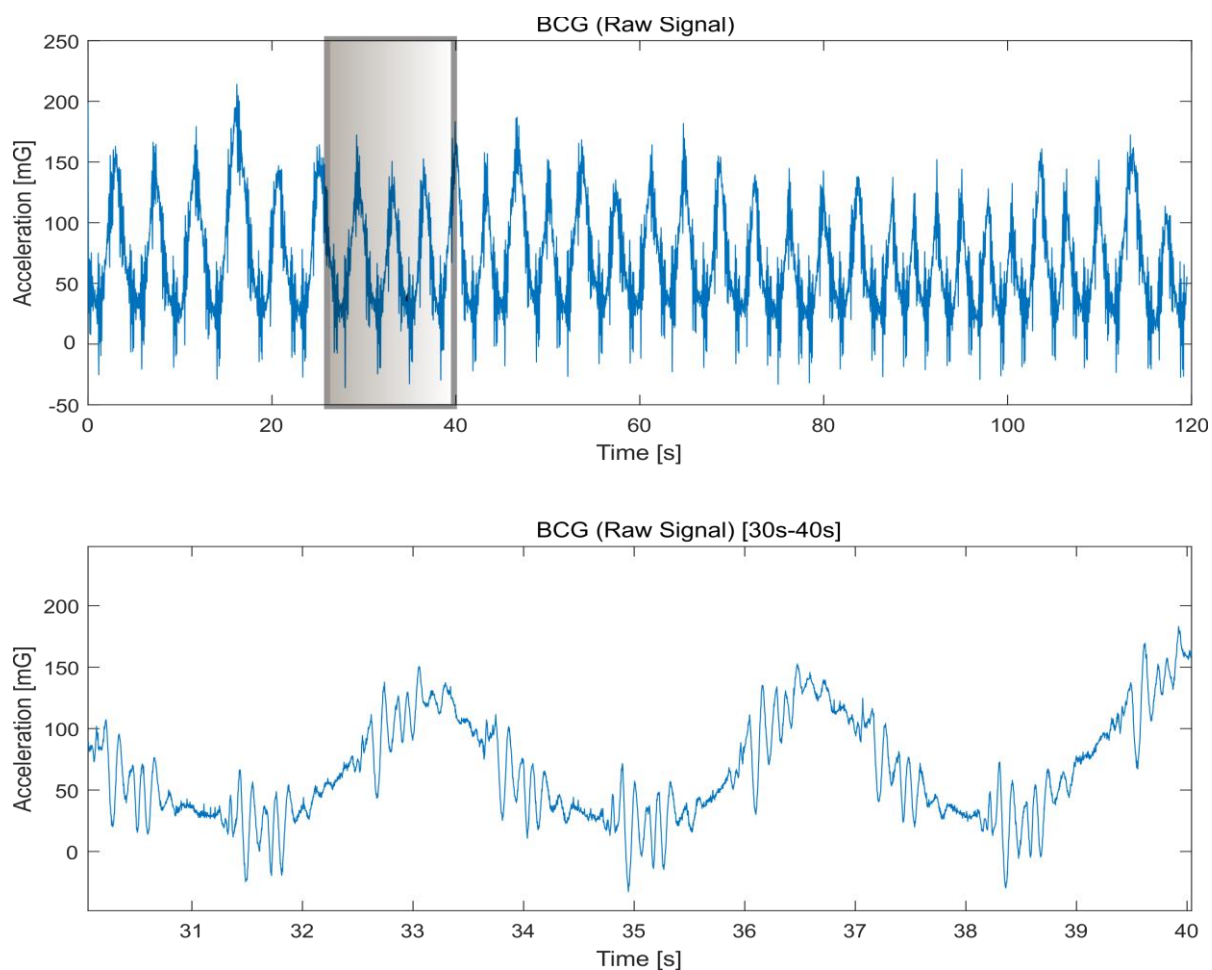


Figura 39 - Representação gráfica dos sinais obtidos pelos dispositivos sensores de ECG e BCG

Devido à presença de uma componente no sinal com uma frequência de 50 Hz proveniente da rede elétrica cuja amplitude tornava impossível o reconhecimento do sinal de ECG, este apresenta-se filtrado para uma gama de frequências [0.1 Hz – 40 Hz]. Já o sinal de BCG representado na Figura 39 corresponde ao sinal diretamente recolhido pelo sensor desenvolvido.

A Figura 40 apresenta uma amostra de 10 segundos do sinal de BCG original adquirido. Pela análise do mesmo, é possível observar que o sinal de BCG aparece sobreposto a um sinal de baixa frequência (0.05Hz a 1Hz).



*Figura 40 - Sinal correspondente às acelerações medidas pelo dispositivo de medição de BCG*

Esse sinal surge em concordância com o movimento provocado pela respiração do indivíduo submetido à análise.

### 5.2.3 Determinação do Sinal de BCG

A informação relativa ao sinal de BCG integra o intervalo de frequências de 1 Hz – 10 Hz. Com o intuito de eliminar a componente DC associada à aceleração da gravidade e as componentes de baixa frequência provenientes da respiração, ou ainda as componentes de maior frequência associadas à movimentação involuntária do indivíduo, foi aplicado ao sinal adquirido pelo acelerômetro um filtro passa-banda para o intervalo de 1 Hz – 20 Hz. O resultado obtido pode ser visualizado na Figura 41.

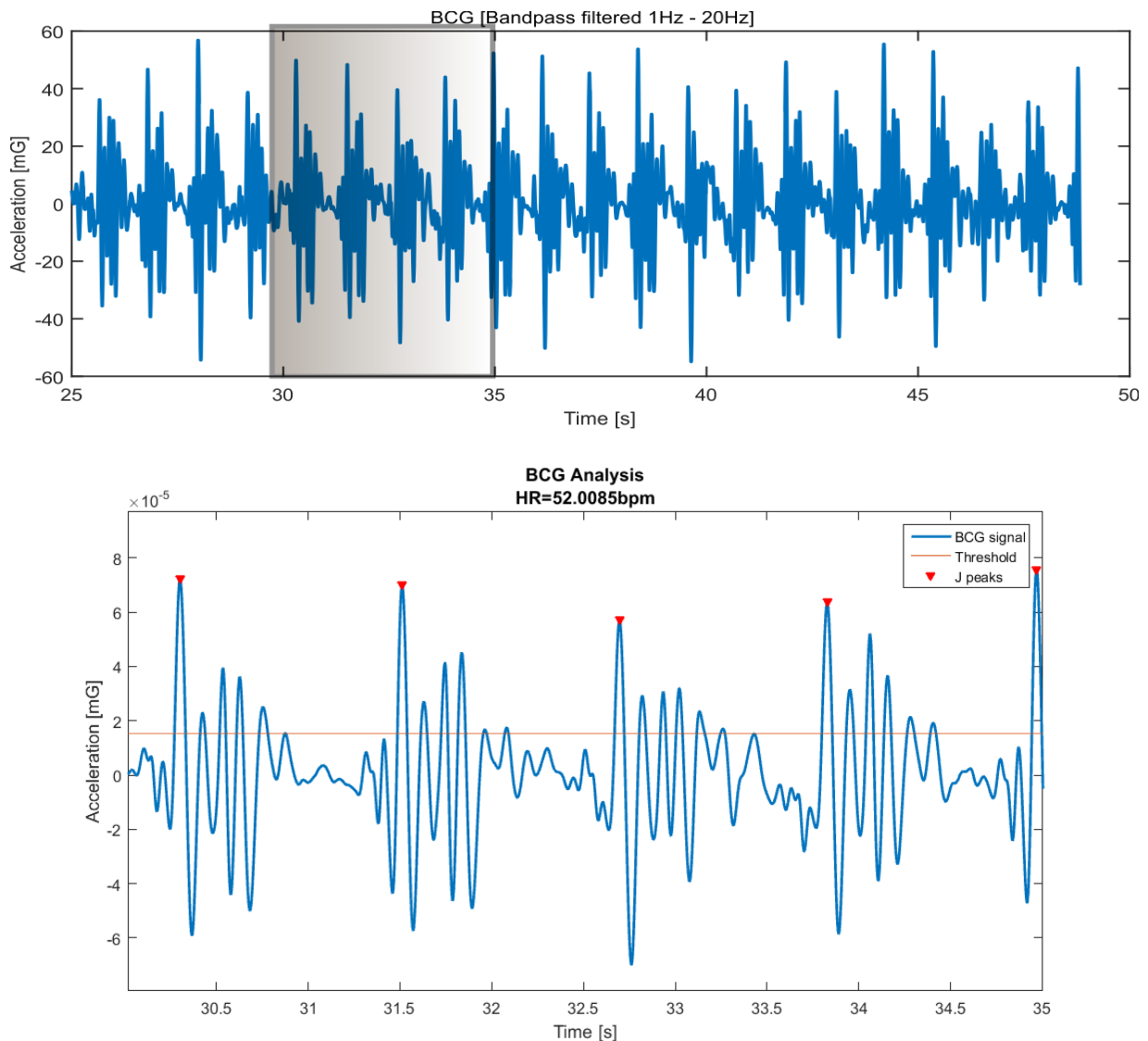


Figura 41 - Análise do sinal de BCG adquirido e determinação dos picos J

. Para que fosse possível determinar os picos de maior amplitude (pico J) para cada pulso, foi definido um valor de *threshold* baseado no valor médio do módulo do sinal e nos máximos, e foi determinado o ponto de maior amplitude para cada intervalo onde o sinal envolvente é superior ao valor de *threshold*.



De acordo com os picos J identificados e com base na frequência de amostragem do sinal é possível determinar a frequência cardíaca do sujeito.

#### 5.2.4 Ondas do sinal de BCG (*Ensemble* dos Sinais)

Pela observação da amostra recolhida do sinal de BCG representado na Figura 41, é possível identificar em cada intervalo, ou conjunto de oscilações, a onda J de maior amplitude. No entanto, as restantes ondas secundárias (I K L M N), e de acordo com o sinal típico de BCG apresentado na Figura 3(a), quando observadas para cada conjunto e de forma consecutiva demonstram algumas variações, mais concretamente na amplitude que apresentam. Assim, para que seja realizada uma análise mais concreta ao conjunto de ondas que caracterizam o sinal de BCG permitindo a identificação das mesmas, assim como a apreciação das correspondentes amplitudes e intervalos de tempo de propagação, foi realizada a sobreposição dos sinais e calculada a média do sinal que pode ser visualizado na Figura 42.

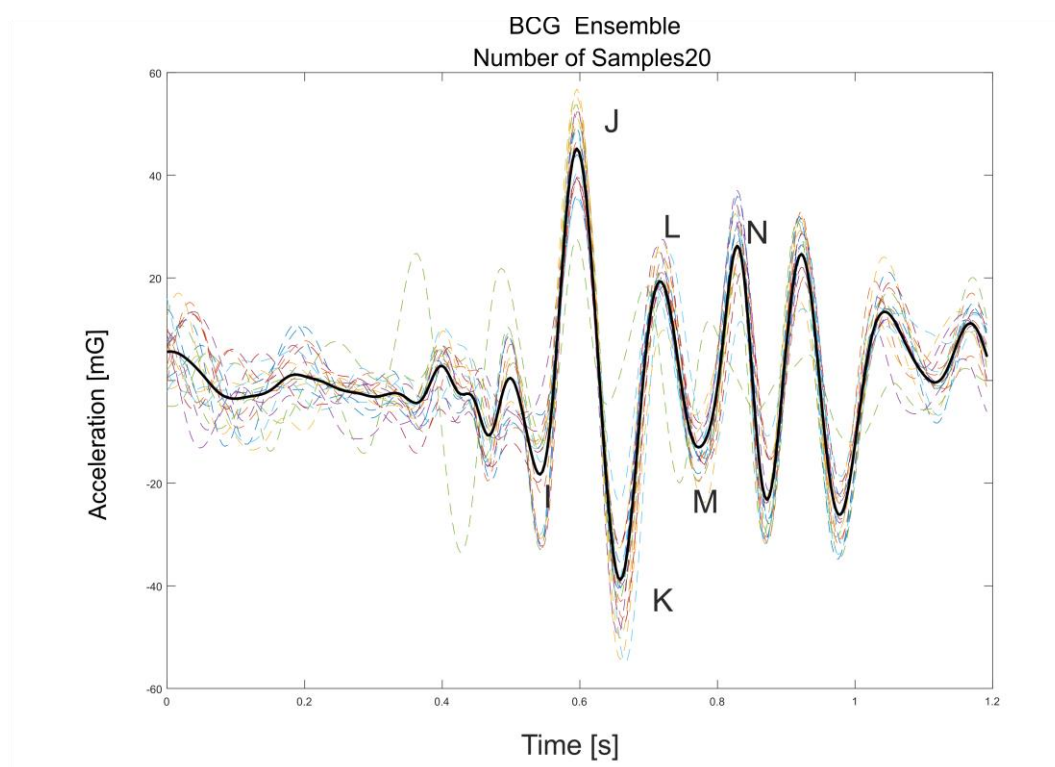


Figura 42 - Ensemble dos sinais de BCG adquiridos.

A sobreposição dos vários intervalos identificados pela onda J e o cálculo do valor médio do conjunto de cada amostra sobreposta determinam um sinal que corresponde à média das curvas medidas do sinal de BCG.

A onda produzida torna-se agora mais semelhante ao sinal típico de BCG representado na Figura 3, tornando possível identificar cada uma das ondas que caracterizam este sinal. Através desta métrica conseguimos ainda estimar de forma mais concreta a duração de cada oscilação assim como a amplitude que traduz a intensidade da aceleração a cada instante num pulso de BCG.

#### 5.2.5 Determinação do sinal da respiração através do BCG

De forma a extrair o sinal de baixa frequência correspondente ao ciclo respiratório apresentado na Figura 40 o sinal foi filtrado através da aplicação de um filtro passa banda para a gama de frequências [0.05Hz – 0.7Hz]. O sinal resultante da aplicação desse filtro está representado na Figura 43.

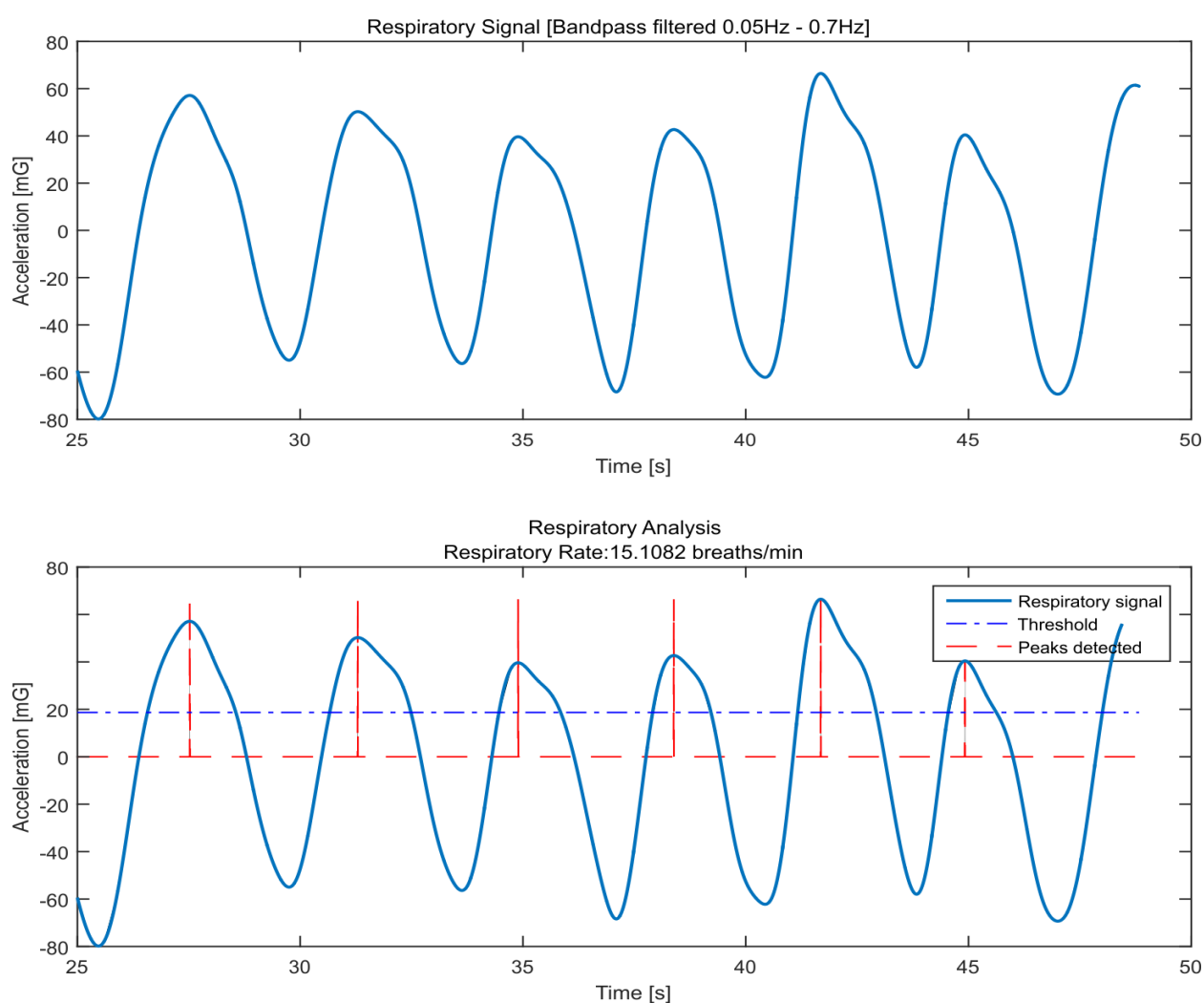


Figura 43 –Sinal correspondente ao ciclo da respiração e determinação da frequência respiratória.

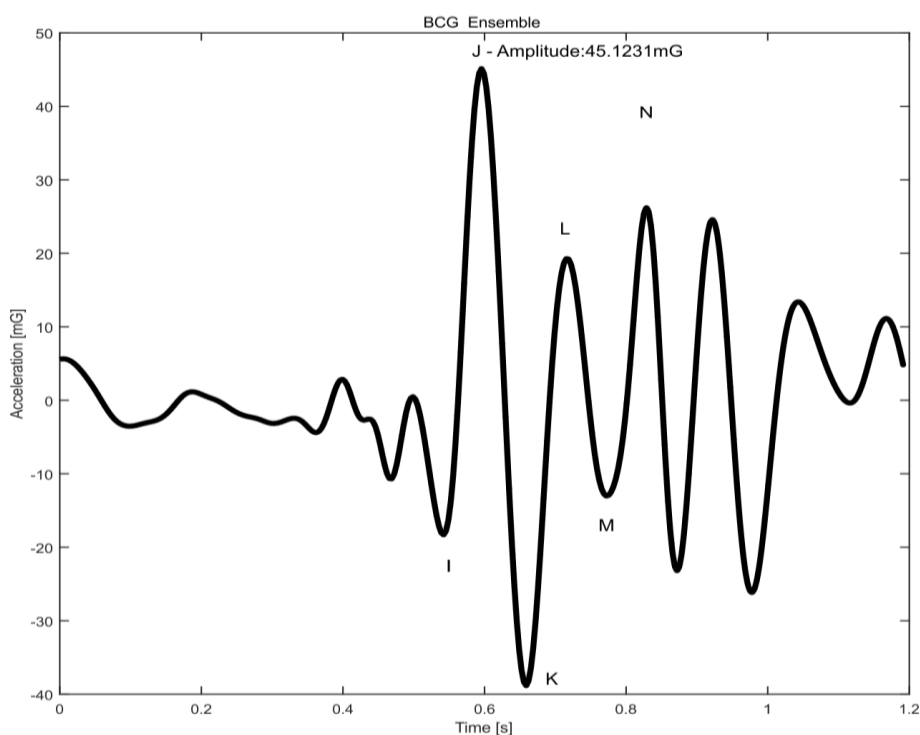
Através da identificação da ocorrência dos valores de maior amplitude entre cada ciclo do sinal e determinando o tempo de medição com base na frequência de amostragem do sensor, torna-se

possível estimar a frequência respiratória do sujeito, assim como avaliar a amplitude do sinal e dos valores da aceleração que traduzem esse movimento.

#### 5.2.6 Determinação do Volume sistólico de ejeção e débito cardíaco relativos

Como visto anteriormente, o volume sistólico de ejeção (VS) corresponde ao volume de sangue bombeado pelo ventrículo cardíaco esquerdo por batimento. A nível físico uma maior intensidade do movimento causado pelo batimento cardíaco traduz uma maior amplitude da onda de BCG medido, podendo ser relacionado através da amplitude da onda J do sinal de BCG.

No nosso estudo, através do sinal recolhido foi possível determinar a amplitude da onda J através do sinal de BCG resultante da média dos sinais (calculado anteriormente) representado pela Figura 44.



*Figura 44 – Determinação da amplitude da onda J do sinal resultante do ensemble das ondas de BCG.*

No entanto, de forma a determinar uma relação mais coerente entre a amplitude da onda J e o volume sistólico torna-se essencial a concretização de um estudo clínico mais intenso. Assim, considera-se fundamental a realização de uma recolha de sinal de BCG e a determinação do valor de VS (com base num método já validado) a um número mais alargado de sujeitos e correlacionar os valores obtidos de forma a investigar conformidades. Este procedimento adianta desde já um tópico de trabalho futuro a esta dissertação.

### 5.2.7 Determinação do sinal de ECG

A Figura 45 apresenta um intervalo da sessão correspondente a uma derivação do sinal de ECG recolhida através de um canal da placa NI9234.

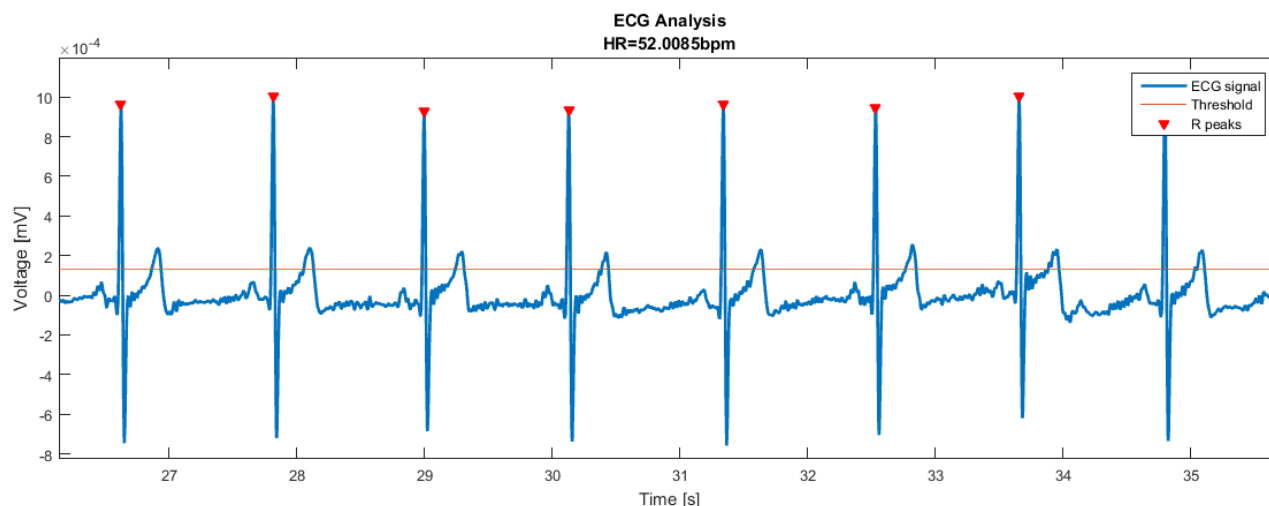


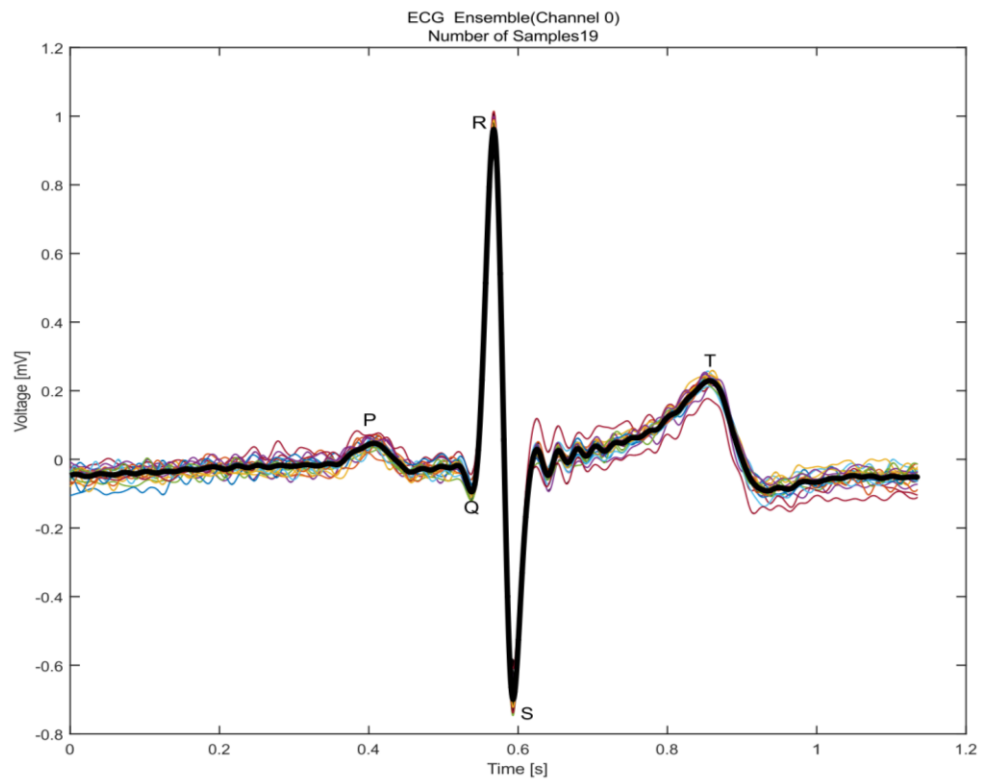
Figura 45 - Determinação dos picos R a partir do sinal de ECG adquirido.

A determinação da onda R do sinal foi realizada com base na determinação valores superiores a um *threshold* baseado no valor médio do módulo do sinal e dos máximos. Assim, através da identificação das ondas R do sinal e pela frequência de amostragem do mesmo, torna-se possível determinar o ritmo cardíaco do sujeito.

É possível observar desde já a concordância deste valor ( $\approx 52$  batimentos por minuto) com o resultado obtido através da análise do sinal de BCG realizada anteriormente, o que permite comprovar a determinação do ritmo cardíaco através da técnica de BCG.

### 5.2.8 Ondas de um sinal de ECG (*Ensemble* dos Sinais)

De forma a identificar as formas de onda (PQRST) típicas do sinal de ECG e obter um valor mais concreto relativamente à amplitude e tempo de propagação das mesmas foi realizado, de forma análoga ao sinal de BCG, o ensemble dos sinais. Assim, pela sobreposição da onda R de maior amplitude dos diferentes pulsos de ECG e determinação da média dos pontos de cada pulso, foi obtido o sinal de maior relevo representado na Figura 46.



*Figura 46 - Ensemble dos sinais de ECG adquiridos*

Através deste procedimento, o sinal apresenta uma maior semelhança com um sinal típico de ECG (Figura 5) e podem ser identificas as ondas PQRST correspondentes.

### 5.2.9 Determinação do Intervalo R-J para avaliação do PEP

Como descrito no estado da arte, o período de pré-ejeção pode ser estimado com base na medição dos sinais de ECG e BCG de forma sincronizada e determinando o intervalo de tempo entre a ocorrência das ondas R e J dos sinais, respetivamente.

Atendendo à metodologia utilizada, a medição dos sinais de ECG e BCG foi realizada em simultâneo, no entanto, atendendo à diferente frequência de amostragem do sistema de aquisição para o sinal de ECG e o sensor de BCG foi realizada a interpolação dos sinais. Consecutivamente, pela sobreposição dos dois sinais foi determinado cada par de ondas R-J consecutivo e a diferença de tempo entre esses pontos.

A Figura 47 demonstra a sobreposição dos sinais, e a identificação das ondas R e J, assim como a duração dos intervalos em maior detalhe para uma amostra de aproximadamente 20 segundos.

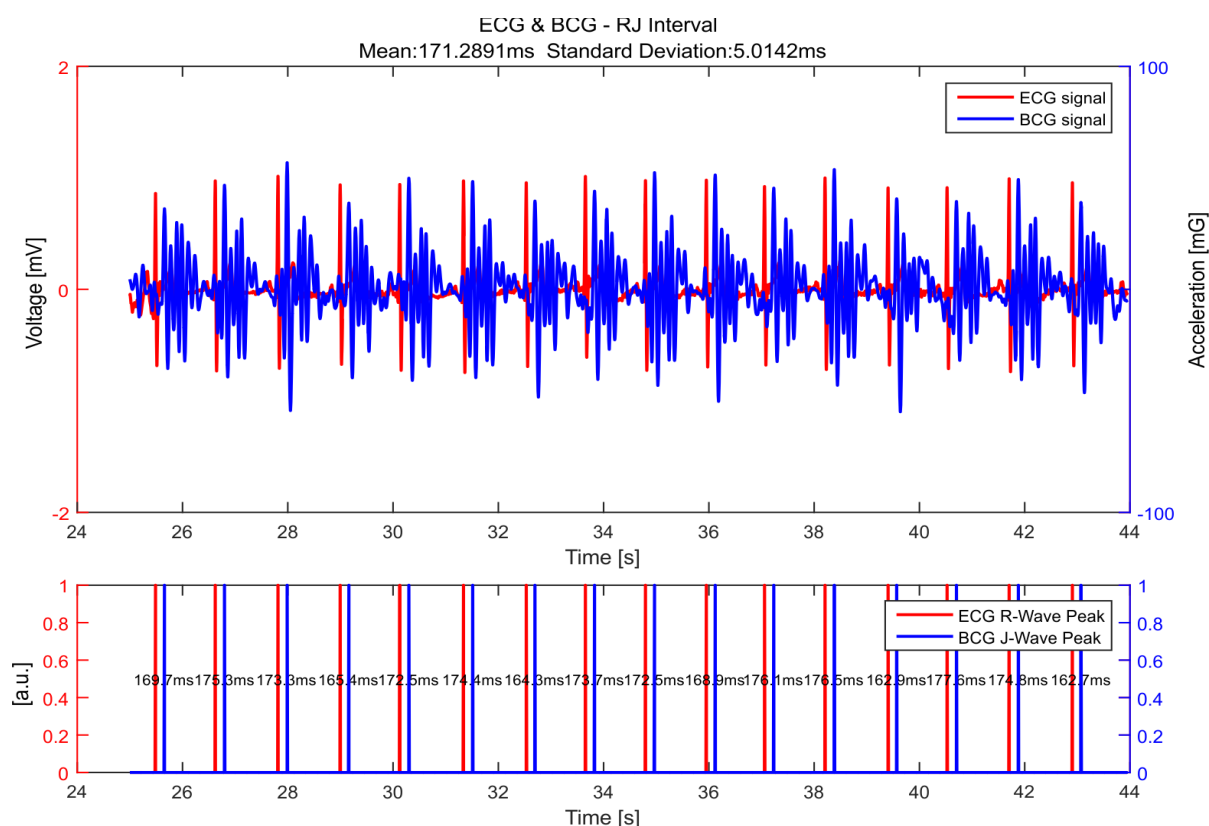


Figura 47 - Determinação dos intervalos R-J pela sobreposição das ondas de ECG e BCG.

Relativamente ao nosso sistema, torna-se fundamental a determinação do intervalo R-J para um maior número de indivíduos sem anomalias cardíacas conhecidas, assim como a medição do PEP através de um método já validado para que possa ser utilizado como valor de referência. Este procedimento proporcionaria a realização de uma correlação dos valores de forma mais consistente e assim, tirar conclusões relativamente às conformidades observadas.

## 6. CONCLUSÃO E TRABALHO FUTURO

A implementação de um dispositivo MEMS compacto e sem fios para medição de balistocardiografia assim como a determinação de métricas de análise a partir dos dados recolhidos pelo mesmo, foram objetivos atingidos com sucesso no desenvolvimento desta dissertação.

Um sinal típico de BCG apresenta uma amplitude de 10mili-gp-p e a gama de frequências referentes a este sinal compreendem o intervalo de 1 Hz- 20 Hz. De acordo com a caracterização realizada, o sensor apresenta uma resolução 20 vezes maior face à amplitude do sinal de BCG. Além disso, dada a frequência de amostragem do sensor, é possível obter um sinal de BCG com qualidade e capaz de determinar o conjunto de ondas que o caracterizam.

É importante referir que o caso de estudo realizado permitiu verificar a possibilidade de determinação do ritmo cardíaco e da frequência respiratória baseando apenas nos dados provenientes do dispositivo de BCG desenvolvido. Além disso, estima-se que pela determinação da amplitude da onda J do sinal de BCG e estando averiguada a relação do valor deste com o volume sistólico, seja possível determinar esta última métrica e consequentemente o débito cardíaco, utilizando apenas um sensor de BCG. Por outro lado, foi também observado que a integração dos sistemas de aquisição de BCG e ECG e a determinação do intervalo eletromecânico destes sinais possibilitam a caracterização da função muscular cardíaca pela determinação do Período de Pré-Ejeção (PEP).

Através dos resultados obtidos, foi possível concluir que para uma avaliação mais consistente da capacidade de diagnóstico do dispositivo de medição de BCG torna-se necessária a realização de uma análise a um conjunto mais alargado de sujeitos. Para que seja realizada uma análise mais precisa sobre a capacidade de diagnóstico do sistema desenvolvido, torna-se essencial a comparação de dados a partir de um exame cuja metodologia esteja validada (Ecocardiograma, por exemplo).

Pela identificação desta necessidade do sistema, está já aprovado um estudo no Serviço de Cardiologia do Hospital da Senhora da Oliveira-Guimarães, para a realização de uma prova de conceito da análise de balistocardiografia baseada em MEMS. Este estudo vai usar o sistema desenvolvido no decorrer desta dissertação e através deste, pretende-se realizar uma análise para perceber se os sinais provenientes do sistema desenvolvido (BCG), e quando comparados com um sistema de ecocardiografia, podem ser usados para diagnóstico.





# Referências Bibliográficas

- [1] K. Gilleo, "MEMS in medicine," *Circuits Assem.*, vol. 16, no. 8, pp. 32–33, 2005.
- [2] A. Javaid, A. Wiens, N. Fesmire, M. Weitnauer, and O. Inan, "Quantifying and Reducing Posture-Dependent Distortion in Ballistocardiogram Measurements," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 2194, no. c, pp. 1–1, 2015.
- [3] "MEMS and Nanotechnology Applications." [Online]. Available: <https://www.mems-exchange.org/MEMS/applications.html>.
- [4] G. Ciuti, L. Ricotti, A. Menciasci, and P. Dario, "MEMS Sensor Technologies for Human Centred Applications in Healthcare, Physical Activities, Safety and Environmental Sensing: A Review on Research Activities in Italy," *Sensors*, vol. 15, no. 3, pp. 6441–6468, 2015.
- [5] "Heart disease - Electrocardiogram (ECG/EKG) - Heart and Stroke Foundation of Canada." [Online]. Available: [http://www.heartandstroke.com/site/c.iklQLcMWJtE/b.3484097/k.F864/Heart\\_disease\\_\\_Electrocardiogram\\_ECGEKG.htm](http://www.heartandstroke.com/site/c.iklQLcMWJtE/b.3484097/k.F864/Heart_disease__Electrocardiogram_ECGEKG.htm).
- [6] "Heart Tests | Diagnosis of Heart Diseases | Echocardiogram, ECG & More - The Heart Foundation." [Online]. Available: <https://www.heartfoundation.org.nz/know-the-facts/tests>.
- [7] R. González-Landaeta, O. Casas, and R. Pallàs-Areny, "Heart rate detection from an electronic weighing scale," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 8, pp. 979–988, 2008.
- [8] J. Paalasmaa, M. Waris, H. Toivonen, L. Leppakorpi, and M. Partinen, "Unobtrusive online monitoring of sleep at home," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 3784–3788, 2012.
- [9] H. J. Baek, G. S. Chung, K. K. Kim, and K. S. Park, "A smart health monitoring chair for nonintrusive measurement of biological signals," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 1, pp. 150–158, 2012.
- [10] E. Pinheiro, O. Postolache, and P. Girão, "Theory and developments in an unobtrusive cardiovascular system representation: ballistocardiography," *Open Biomed. Eng. J.*, vol. 4, pp. 201–216, 2010.
- [11] O. Inan, P.-F. Migeotte, K.-S. Park, M. Etemadi, K. Tavakolian, R. Casanella, J. Zanetti, J. Tank, I. Funtova, K. Prisk, and M. Di Rienzo, "Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of

- Recent Advances,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. PP, no. 99, pp. 1–1, 2014.
- [12] R. A. Dias, E. Cretu, R. Wolffenbuttel, and L. A. Rocha, “Characterization of a pull-in based  $\mu$  g-resolution accelerometer,” *Procedia Eng.*, vol. 5, pp. 1075–1078, 2010.
- [13] R. A. Dias, L. Mol, R. F. Wolffenbuttel, E. Cretu, and L. A. Rocha, “Design of a Time-Based Micro-g Accelerometer,” *IEEE Sens. J.*, vol. 11, no. 8, pp. 1677–1683, 2011.
- [14] H. T. Accelerometer, R. A. Dias, F. S. Alves, M. Costa, H. Fonseca, J. Cabral, J. Gaspar, and L. A. Rocha, “Real-Time Operation and Characterization of a High-Performance Time-Based Accelerometer,” *J. MICROELECTROMECHANICAL Syst.*, vol. 24, no. 6, pp. 1703–1711, 2015.
- [15] I. Starr and H. A. Schroeder, “Ballistocardiogram. ii. normal standards abnormalities commonly found in diseases of the heart and circulation and their significance,” *J. Clin. Investig.*, vol. 19, pp. 437–450.
- [16] D. Da He, E. S. Winokur, and C. G. Sodini, “An ear-worn continuous ballistocardiogram (BCG) sensor for cardiovascular monitoring,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 5030–5033, 2012.
- [17] D. Da He, “A Wearable Heart Monitor at the Ear using Ballistocardiogram ( BCG ) and Electrocardiogram ( ECG ) with a Nanowatt ECG Heartbeat Detection Circuit,” 2013.
- [18] R. Casanella, J. Gomez-Clapers, and R. Pallas-Areny, “On time interval measurements using BCG,” *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2012, pp. 5034–7, 2012.
- [19] H. Ashouri, L. Orlandic, and O. T. Inan, “Unobtrusive Estimation of Cardiac Contractility and Stroke Volume Changes Using Ballistocardiogram Measurements on a High Bandwidth Force Plate,” *Sensors*, p. 11, 2016.
- [20] B. Sensortec, “BMA180 Data sheet,” 2010. [Online]. Available: <http://irtfweb.ifa.hawaii.edu/~tcs3/jumpman/jumpppc/1107-BMA180/BMA180-DataSheet-v2.5.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [21] S. Š prager and D. Zazula, “Heartbeat and respiration detection from optical interferometric signals by using a multimethod approach,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 10, pp. 2922–9, 2012.
- [22] J. M. Kortelainen and J. Virkkala, “FFT averaging of multichannel BCG signals from bed mattress sensor to improve estimation of heart beat interval,” *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, pp. 6685–6688, 2007.

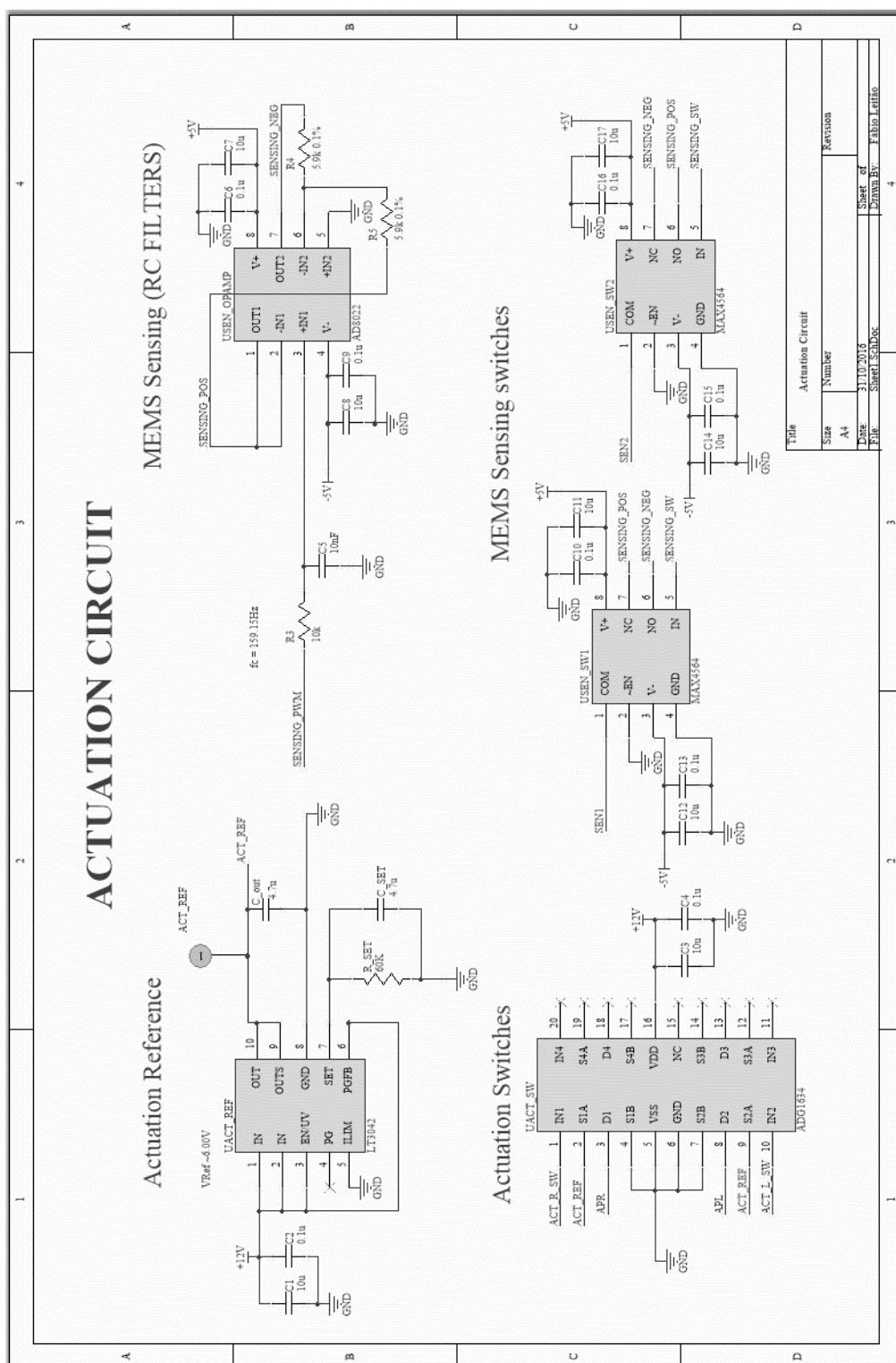
- [23] E. Pinheiro, O. Postolache, and P. Girão, "Study on ballistocardiogram acquisition in a moving wheelchair with embedded sensors," *Metro. Meas. Syst.*, vol. 19, no. 4, pp. 739–750, 2012.
- [24] Analog Devices, "Small, Low Power, 3-Axis  $\pm 3$  g Accelerometer." [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [25] Murata, "PRODUCT DATASHEET SCA11H." [Online]. Available: [http://www.murata.com/~media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h\\_11h/product-specification-1323-rev2-sca11h-product-datasheet-eng.ashx?la=en-gb](http://www.murata.com/~media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h_11h/product-specification-1323-rev2-sca11h-product-datasheet-eng.ashx?la=en-gb). [Accessed: 30-Oct-2016].
- [26] Murata, "PRODUCT DATASHEET SCA10H." [Online]. Available: [http://www.murata.com/~media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h\\_11h/product-specification-1322-rev2-sca10h-product-datasheet-eng.ashx?la=en-gb](http://www.murata.com/~media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h_11h/product-specification-1322-rev2-sca10h-product-datasheet-eng.ashx?la=en-gb). [Accessed: 30-Oct-2016].
- [27] Murata, "THE SCA61T INCLINOMETER SERIES." [Online]. Available: [http://www.murata.com/~media/webrenewal/products/sensor/gyro/selectionguide/sca61t\\_inclinometer.ashx](http://www.murata.com/~media/webrenewal/products/sensor/gyro/selectionguide/sca61t_inclinometer.ashx). [Accessed: 30-Oct-2016].
- [28] R. Dias, "Micro-g MEMS Accelerometer Based on Time Measurement," Universidade do Minho, 2013.
- [29] Linear Technology Corporation, "LT3042 - 20V, 200mA, Ultralow Noise, Ultrahigh PSRR RF Linear Regulator." [Online]. Available: <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/3042fa.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [30] A. Devices, "ADG1633/ADG1634 (Rev. B)." [Online]. Available: [http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG1633\\_1634.pdf](http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG1633_1634.pdf). [Accessed: 30-Oct-2016].
- [31] Maxim, "MAX4564 Low-Voltage, Dual-Supply, SPDT Analog Switch with Enable General Description." [Online]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX4564.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [32] T. Instruments, "LME49710 High-Performance, High-Fidelity Audio Operational Amplifier Check for Samples: LME49710," 2006. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lme49710.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [33] A. Devices, "250 MHz, Voltage Output, 4-Quadrant Multiplier." [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD835.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].

- [34] Analog Devices, "Dual High Speed, Low Noise Op Amp." [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8022.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [35] L. Technology Corporation, "LT1715 - 4ns, 150MHz Dual Comparator with Independent Input/Output Supplies." [Online]. Available: <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/1715fa.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [36] "TDC7200 Time-to-Digital Converter for Time-of-Flight Applications in LIDAR, Magnetostrictive and Flow Meters." [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tdc7200.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [37] Cypress, "CYBLE-014008-00 EZ-BLE™ PSoC® Module General Description," 2016. [Online]. Available: <http://www.cypress.com/file/190771/download>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [38] Texas Instruments, "12-W, 3.3/5-V INPUT, WIDE OUTPUT ADJUSTABLE BOOST CONVERTER." [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ptn04050c.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [39] Texas Instruments, "6-W, 3.3-V/5-V INPUT, WIDE ADJUST OUTPUT, POSITIVE-TO-NEGATIVE CONVERTER." [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/slts250/slts250.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [40] Texas Instruments, "μA78Mxx Positive-Voltage Regulators." [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ua78m33.pdf>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [41] Texas Instruments, "μA79M00 SERIES NEGATIVE-VOLTAGE REGULATORS D 3-Terminal Regulators D Output Current Up To 500 mA D No External Components D High Power-Dissipation Capability D Internal Short-Circuit Current Limiting D Output Transistor Safe-Area Compensation," 1976. .
- [42] Texas Instruments, "LM2937 500-mA Low Dropout Regulator," 2000. .
- [43] National Instruments, "NI 9234 ±5 V, IEPE and AC/DC Analog Input, 51.2 kS/s/ch, 4 Ch Module." [Online]. Available: <http://www.ni.com/datasheet/pdf/en/ds-316>. [Accessed: 30-Oct-2016].
- [44] "12-Lead ECG System," 1908. [Online]. Available: <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>.

# ANEXOS



### A.: Esquemáticos relativos ao PLANO 1 do sistema de medição



*Figura 48 - Esquemático do circuito do subsistema de atuação*

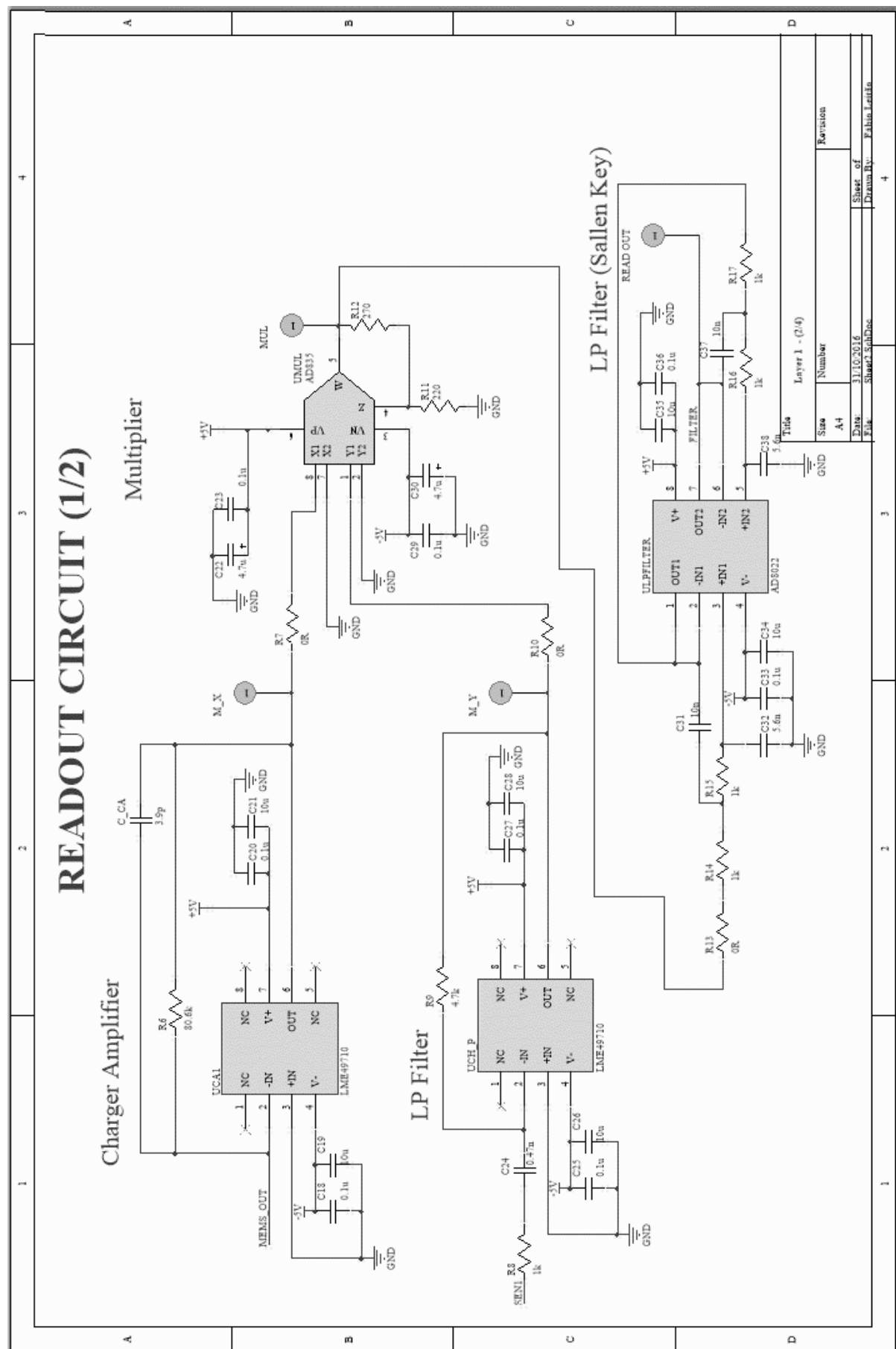


Figura 49 - Esquemático do circuito do subsistema de leitura (1/2)



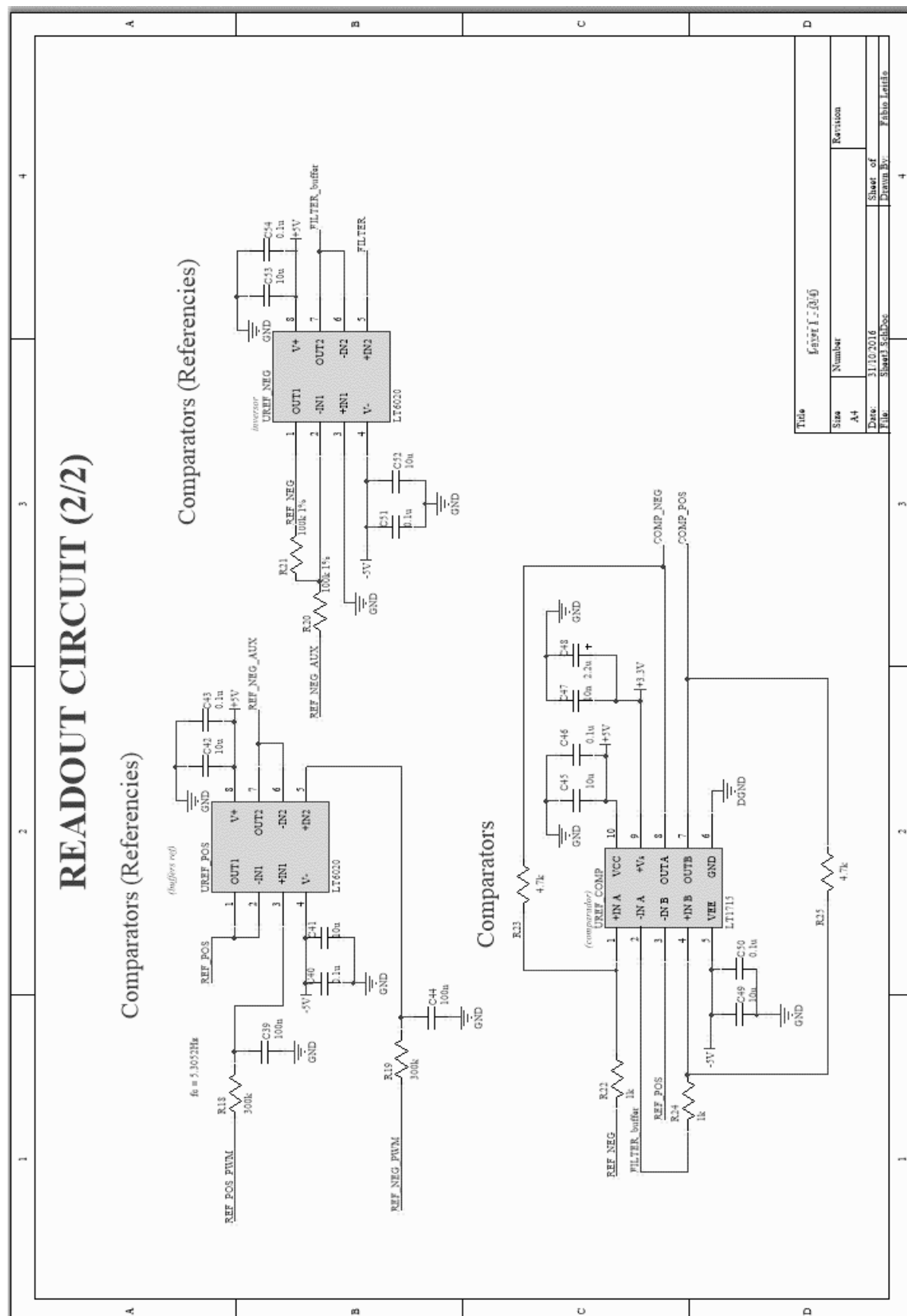


Figura 50 - Esquemático do circuito do subsistema de leitura (2/2)

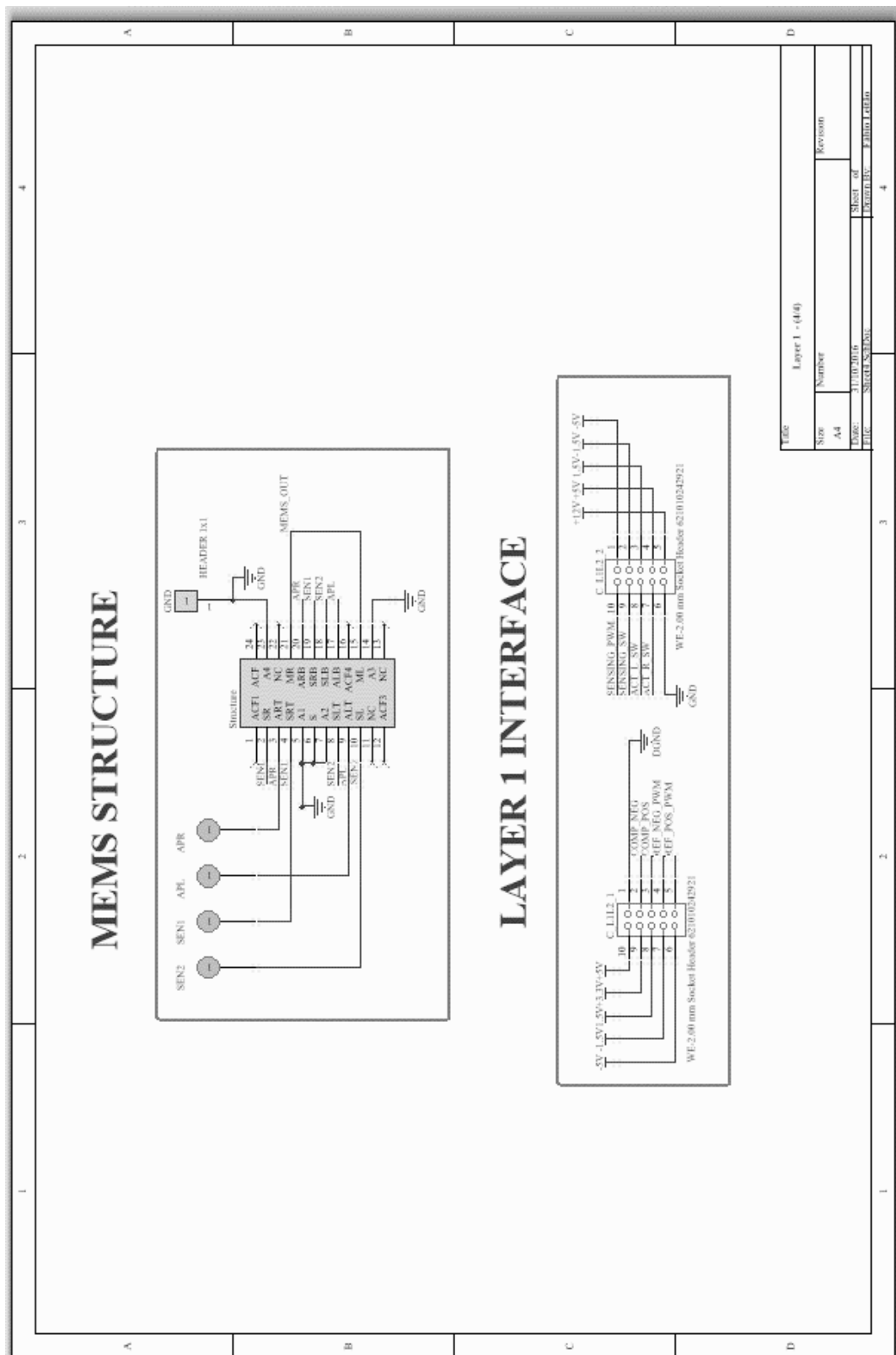


Figura 51 - Esquemático da interface do conector para a estrutura MEMS e interface do plano 1

[illegible]

63

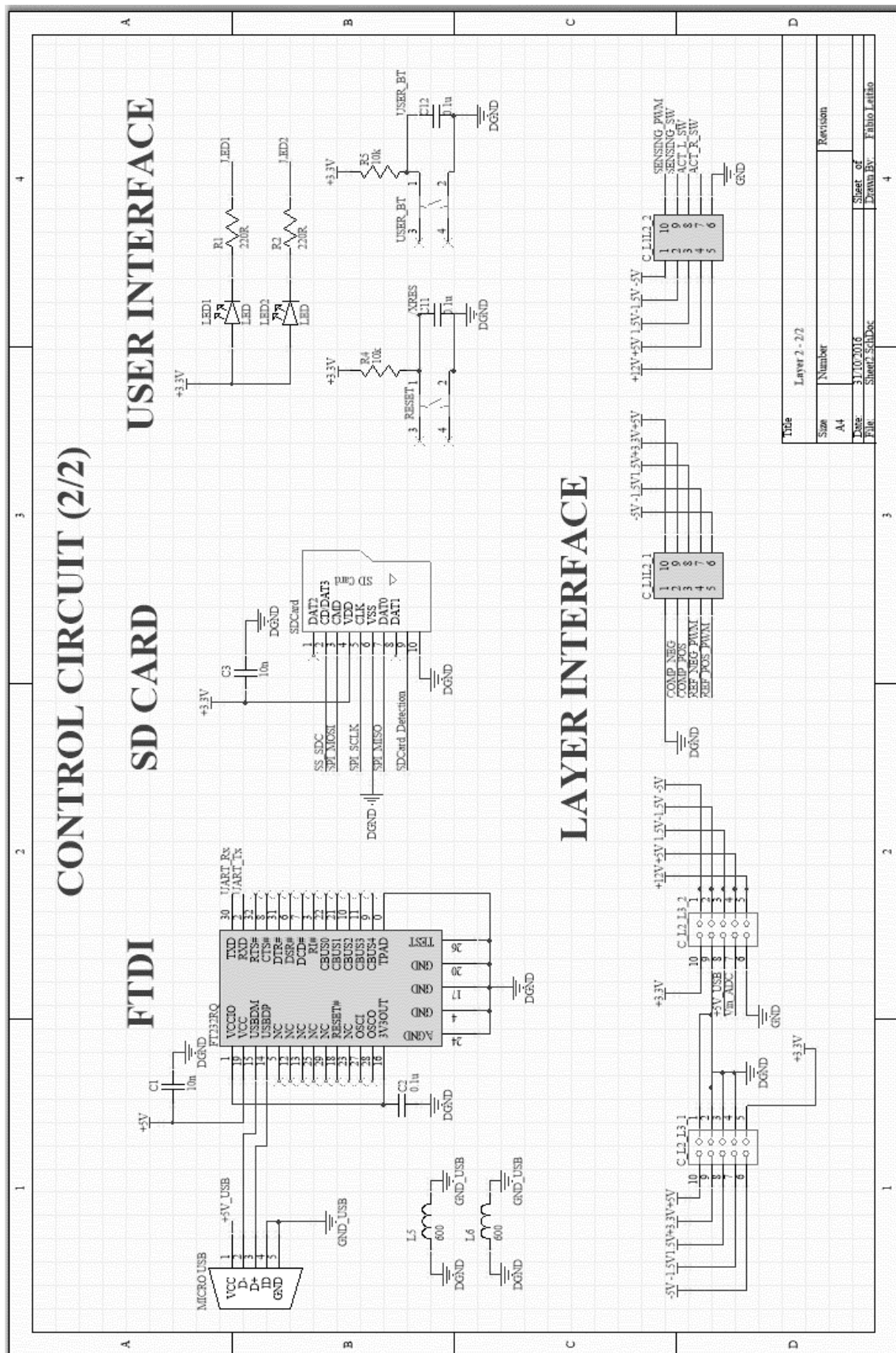


Figura 53 - Esquemático do circuito do subsistema de controle (2/2)

## C.: Esquemáticos relativos ao PLANO 3 do sistema de medição

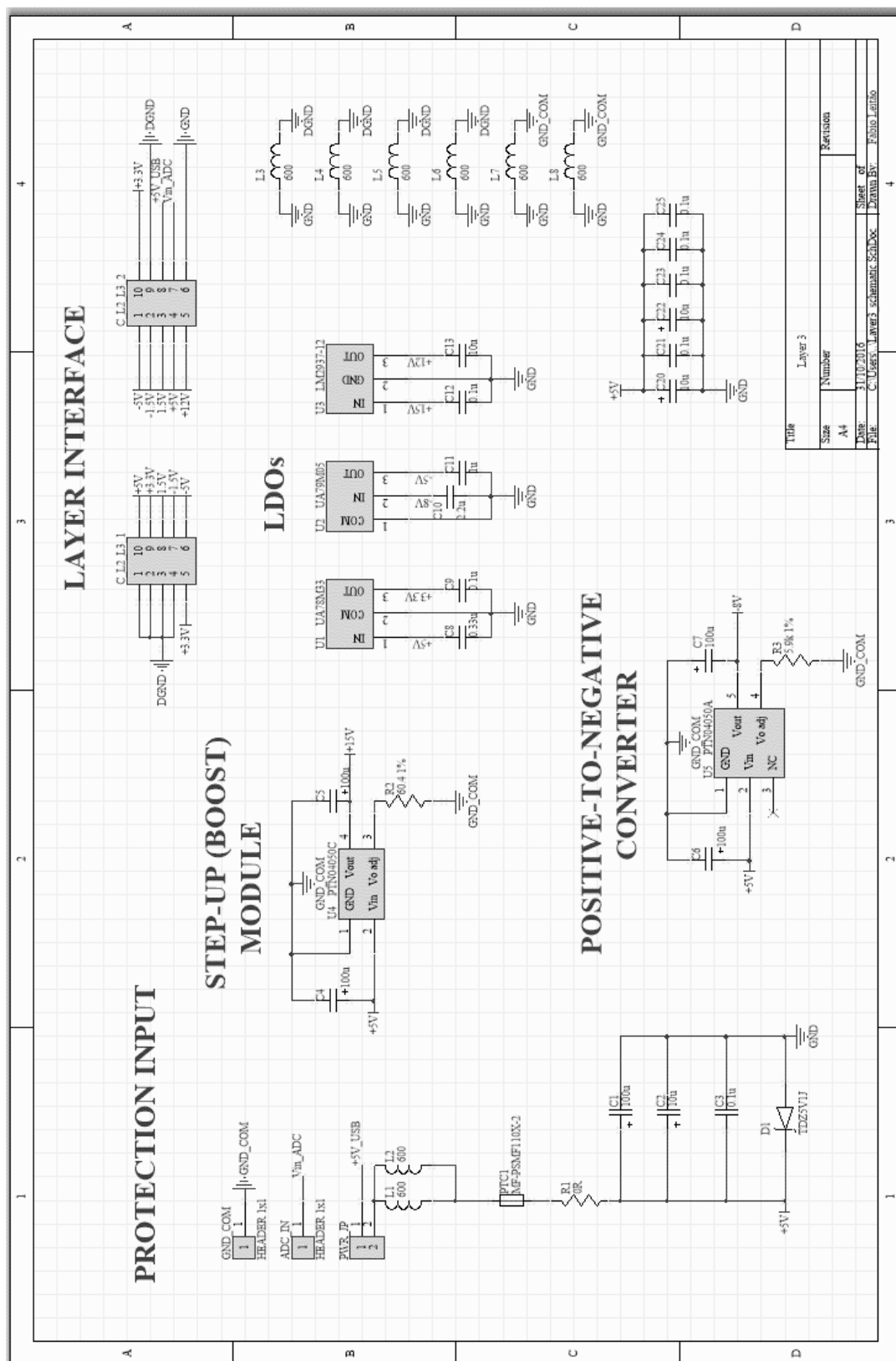


Figura 54 - Esquemático do circuito do subsistema de Alimentação



## D: Layout da PCB relativa ao PLANO 1 do sistema de medição

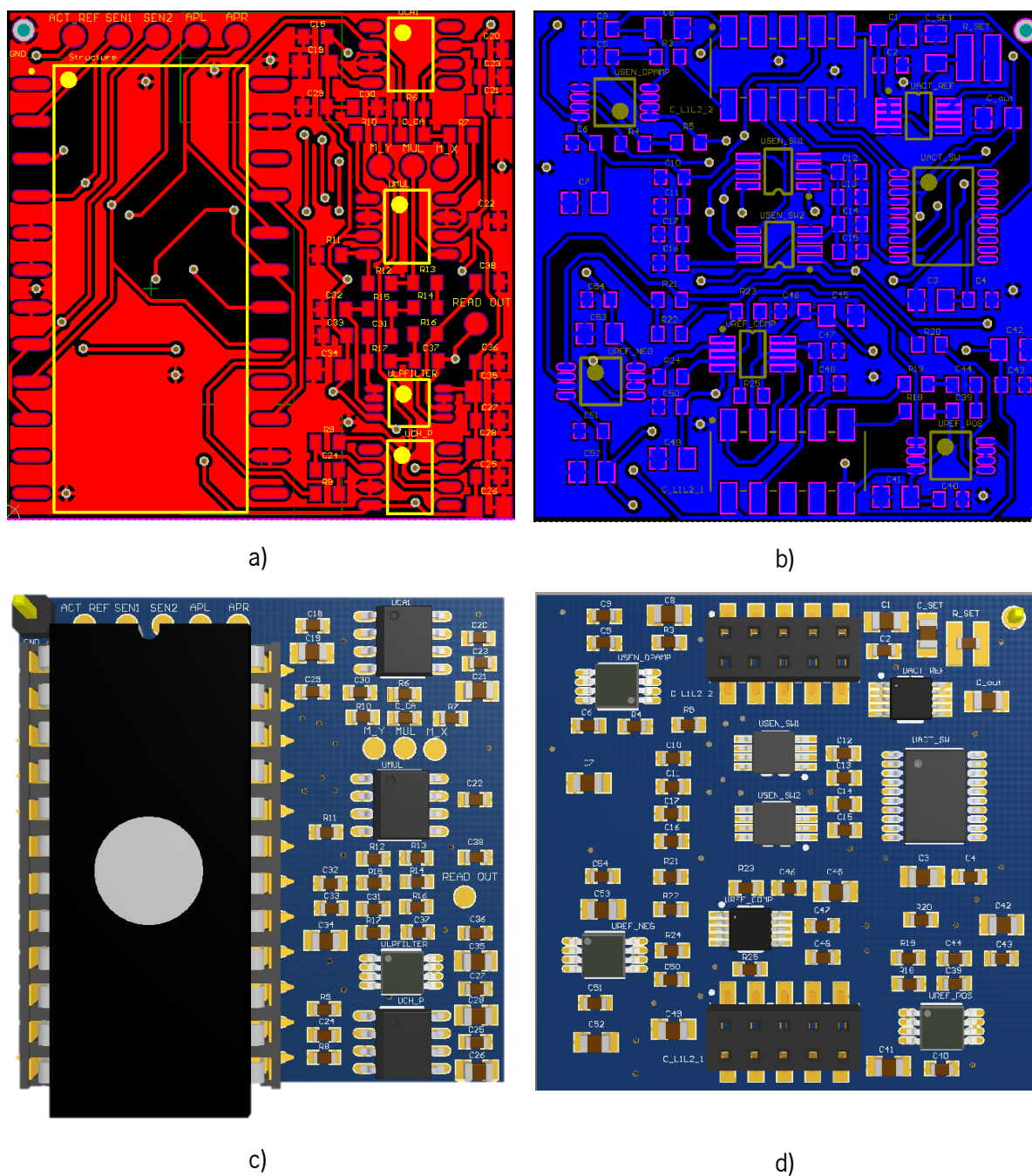
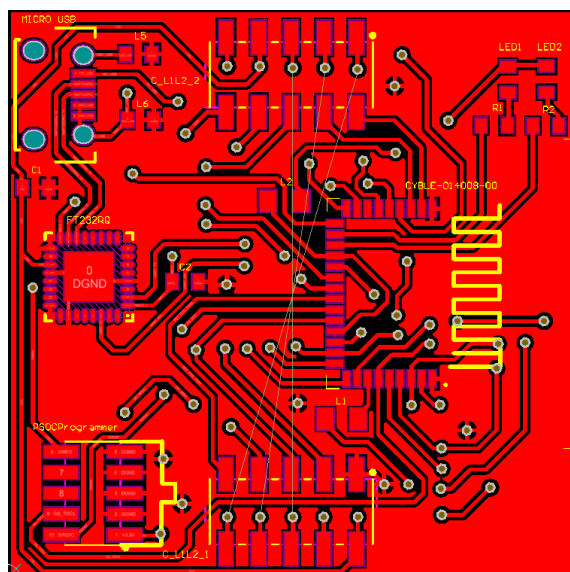
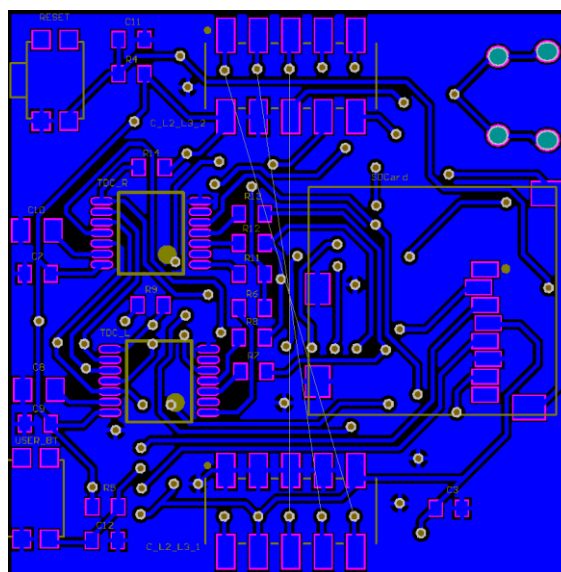


Figura 55 – Layout da PCB relativa ao Plano 1: a) modelo 2D top layer, a)modelo 2D bottom layer, c) modelo 3D top layer, d)modelo 3D bottom layer

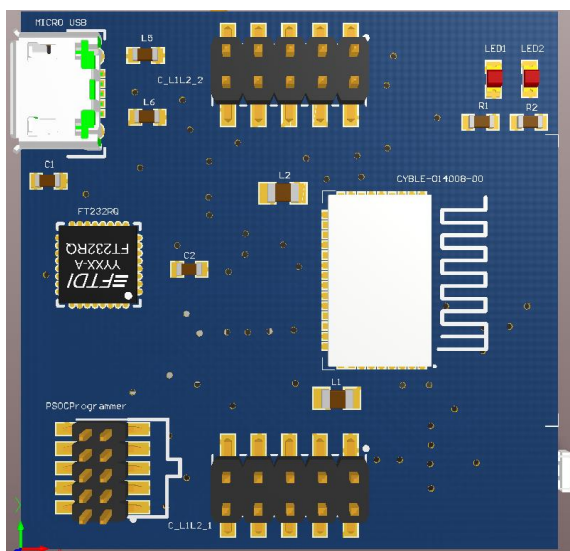
E.: *Layout* da PCB relativa ao PLANO 2 do sistema de medição



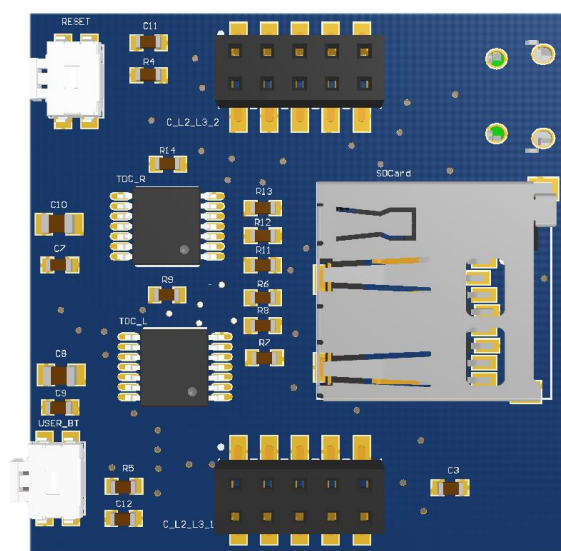
a)



b)



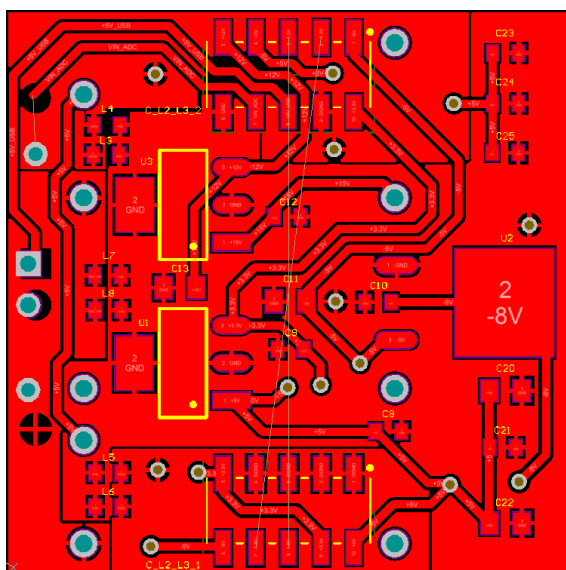
c)



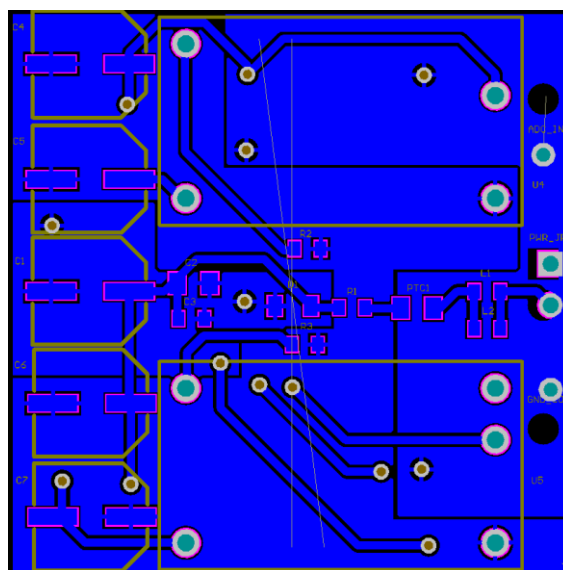
d)

*Figura 56 - Layout da PCB relativa ao Plano 2: a) modelo 2D top layer, a) modelo 2D bottom layer, c) modelo 3D top layer, d) modelo 3D bottom layer*

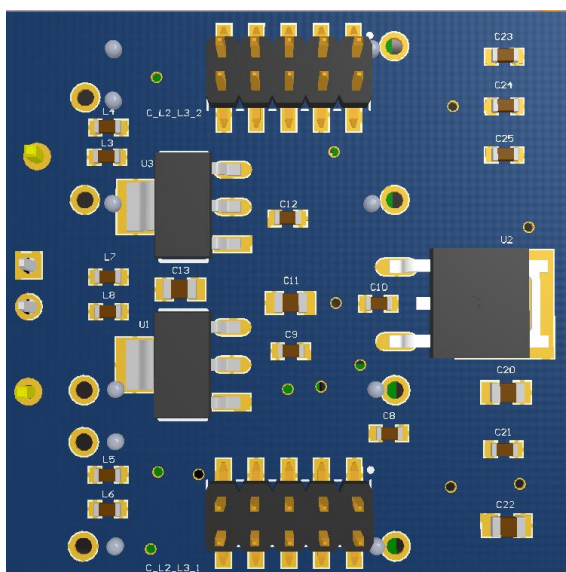
F.: *Layout* da PCB relativa ao PLANO 3 do sistema de medição



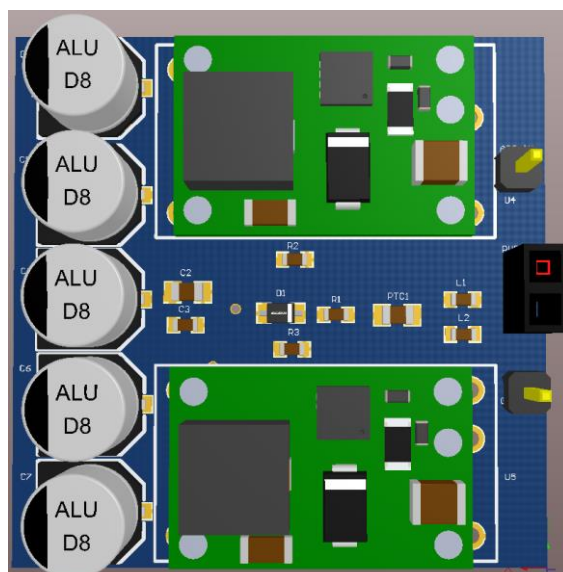
a)



b)



c)



d)

*Figura 57 - Layout da PCB relativa ao Plano 3: a) modelo 2D top layer, a) modelo 2D bottom layer, c) modelo 3D top layer, d) modelo 3D bottom layer*